

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

Modelo Tridimensional do Pé-Humano e Tornozelo usando Elementos Finitos para Pés Diabéticos

Autor: Beatriz Araujo Rodrigues
Orientadora: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury
Rosa

Brasília, DF
2015



Beatriz Araujo Rodrigues

Modelo Tridimensional do Pé-Humano e Tornozelo usando Elementos Finitos para Pés Diabéticos

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF

2015

Beatriz Araujo Rodrigues

Modelo Tridimensional do Pé-Humano e Tornozelo usando Elementos Finitos
para Pés Diabéticos/ Beatriz Araujo Rodrigues. – Brasília, DF, 2015-
84 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2015.

1. Elementos Finitos. 2. Pé Diabético. 3. Deformação Interna. 4. Órteses e
Suportes Podais. I. Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II.
Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Modelo Tridimensional
do Pé-Humano e Tornozelo usando Elementos Finitos para Pés Diabéticos

CDU 02:141:005.6

Beatriz Araujo Rodrigues

Modelo Tridimensional do Pé-Humano e Tornozelo usando Elementos Finitos para Pés Diabéticos

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 23 de novembro de 2015:

**Profª. Dra. Suélia de Siqueira
Rodrigues Fleury Rosa**
Orientador

**Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso
Rodrigues**
Convidado 1

**Prof. Dr. Gerardo Antonio Idrobo
Pizo**
Convidado 2

Brasília, DF
2015

*A todos os pesquisadores que, de modo proativo e incansável, dedicam suas vidas à
melhoria da qualidade de vida humana.*

Agradecimentos

À minha família, por sua capacidade de acreditar e investir em mim. Agradeço especialmente à minha mãe Milsimara por seu cuidado, dedicação e exemplo que me dão forças para lutar. Ao meu pai Diomar e ao meu tio Firmino, por me incentivarem a seguir esta carreira e por todo o apoio recebido. À minha tia Antonia que, me ensinou a ser forte e buscar o que eu queria sem medir esforços. Às minhas irmãs Meiriene e Monyelle por sempre estarem ao meu lado me apoiando nos momentos difíceis e compartilhando das minhas alegrias.

Agradeço aos amigos que me acompanharam nesta jornada e compartilharam das tristezas e alegrias, Thiago Gomes, Soraya, Alliny e Icoana. Agradeço especialmente ao Guilherme Vaz, por sua disposição em me ajudar e pelos conselhos. Agradeço à grande amiga Joziane Porcino, que compartilhou a engenharia e vários momentos da vida comigo.

Agradeço sinceramente à minha orientadora que nunca mediu esforços em me auxiliar, direcionar meus passos e motivar, Profa. Suélia.

Agradeço a todos os meus amigos que não são da engenharia por me suportarem neste momento e entenderem minha indisponibilidade, em especial a Rafaella Rangel.

*“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades,
lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram
conquistadas do que parecia impossível.”*
(Charles Chaplin)

Resumo

Pacientes diabéticos com a complicação do pé diabético tem sua ocorrência relacionada ao deslocamento anormal do pé e tornozelo durante a marcha. Explorar os pontos em que ocorre maior deslocamento das estruturas ósseas e dos tecidos moles do pé (com o indivíduo estático) fornece dados mais realistas e precisos do que na fabricação de um molde podal do paciente. Este estudo visa a construção de um modelo biomecânico computacional do pé e tornozelo, utilizando o Método de Elementos Finitos (*FEM*, *Finite Element Method*), para fornecer informações do estado interno de deformação do complexo pé-tornozelo. Um modelo tridimensional (3D) de elementos finitos do pé humano e tornozelo é desenvolvido a partir da reconstrução 3D de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) de um paciente saudável masculino, sendo que os ossos estão unidos em uma única estrutura (para facilitar a análise) embutidos na superfície exterior do pé. A análise pelo *FEM* descreve de forma mais realista a estrutura podal (devido à divisão do corpo em estruturas menores, denominados Elementos Finitos), predizendo informações importantes para a construção de um molde customizado. Na simulação, o pé normal 3D reconstruído quando submetido a uma força de 392 N (considera o peso do indivíduo e a gravidade), tem uma deformação máxima de $3,34 \times 10^{-9}$ cm para o lado esquerdo (considerando que somente o pé esquerdo foi utilizado), mostrando a direção e magnitude do deslocamento dada a força imputada. Com o modelo parametrável analisado, será possível obter modelos de suporte e material específicos para cada paciente, sem a necessidade de fabricação e teste das órteses em uma série de pacientes.

Palavras-chaves: Elementos Finitos. Pé Diabético. Deformação Interna. Órteses e Suportes Podais.

Abstract

Diabetic patients with diabetic foot complication has its occurrence related to foot and ankle abnormal displacement during gait. Explore the points in which has largest bone and soft tissue structures displacement of the foot (with static individual) gives more realistic and accurate data than podal manufacturing pattern of the patient. This study aims to build a foot and ankle computational biomechanical model, using Finite Element Method (FEM), to provide information about the foot-ankle complex deformation internal state. A three-dimensional (3D) model of human foot and ankle finite elements is developed from 3D reconstruction of male healthy patient Computed Tomography (CT) images, the bones are put together into a single structure (to facilitate analysis) embedded for foot outer surface. The analysis by FEM describes more realistically the foot structure (due to division into smaller structures, called Finite Elements), predicting construction important informations for a customized pattern. In the simulation, the normal foot 3D reconstructed when subjected to a force of 392 N (considering the weight of the individual and gravity), has a maximum deflection of $3,34 \times 10^{-9}$ cm to the left side (reckoning that only left foot was used), showing the displacement direction and magnitude on grounds of imputed force. Germane to parametric model assayed, it is possible to obtain footholds designs and specific materials for each patient without need for orthosis manufacturing and testing in a serie of patients.

Key-words: Finit Element. Diabetic Foot. Internal Strain. Podal Orthosis and foothold.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Modelo de <i>FE</i> usado no modelo 2D (AGIĆ et al., 2008).	31
Figura 2 – Análise integrada experimental do DCP/FDR (GEFEN et al., 2000). . .	32
Figura 3 – Angiotomografia das artérias dos membros inferiores (ANGIOTOMOGRAFIAS, 2015).	38
Figura 4 – Representação dos eventos da fase de apoio durante a marcha humana (ALVES, 2014).	40
Figura 5 – Imagem de TC no corte axial do pé com limiar para osso (verde, em destaque).	50
Figura 6 – Metainformações das imagens de TC utilizadas durante o trabalho. . .	53
Figura 7 – Cortes axial, coronal e sagital das imagens de TC e o modelo 3D reconstruído a partir das mesmas.	54
Figura 8 – Fluxograma de funcionamento geral do sistema pé-tornozelo computacional.	56
Figura 9 – Imagem 3D de reconstrução das imagens de TC com ênfase nos ossos. .	57
Figura 10 – Visualização 3D da estrutura total do pé e calcânhar reconstruída a partir de imagens de TC.	58
Figura 11 – Visualização 3D com realce para os ossos e tecidos moles de imagens de TC reconstruídas.	59
Figura 12 – Imagem 3D com diferenciação da pele, tecidos moles e ossos reconstruídos de imagens de TC.	60
Figura 13 – Imagem 3D com destaque para os tecidos moles de imagens de TC reconstruídas.	60
Figura 14 – Visualização 3D com ênfase nos tecidos moles reconstruídos de imagens de TC.	61
Figura 15 – Imagem 3D com separação do osso das demais estruturas biológicas reconstruídas de imagens de TC.	61
Figura 16 – Imagem 3D com separação da pele das demais estruturas biológicas reconstruídas de imagens de TC.	62
Figura 17 – Visualização dos cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D das imagens de TC a ser exportada pelo InVesalius.	62
Figura 18 – Imagem 3D do pé e tornozelo direito importado do InVesalius, com ênfase nas malhas (tamanho original de faces).	63
Figura 19 – Visualização 3D do pé e tornozelo direito e esquerdo, no direito não há redução de vértices (malha original) e no esquerdo há a redução para 10000 faces (malha reduzida).	64

Figura 20 – Imagem 3D do pé e tornozelo esquerdo com destaque para os ossos (em amarelo), faces reduzidas para 10000 (malha reduzida).	65
Figura 21 – Imagens 3D do pé e tornozelo direito e esquerdo, sendo que o esquerdo tem destaque para os ossos (em amarelo) e faces reduzidas para 10000 e o direito constitui-se da malha original importada (sem redução de vértices).	65
Figura 22 – Visualização 3D do pé com destaque para a estrutura óssea com faces reduzidas para 100000 (malha reduzida). À direita na imagem, parte do pé direito sem redução de malhas (faces originais).	66
Figura 23 – Visualização 3D do pé com destaque para a estrutura óssea com faces reduzidas para 10000 (malha reduzida). À direita na imagem, parte do pé direito sem redução de malhas (faces originais).	66
Figura 24 – Visualização 3D de três tamanhos de faces diferentes para a estrutura podal. À esquerda, pé e tornozelo sem redução de malhas (faces originais). Ao centro, com realce para os ossos, o número de faces foi reduzido para 10000 (malha reduzida). À direita, parte da estrutura podal, com redução do número de faces para 10000 (malha reduzida).	67
Figura 25 – Visualização 3D de três tamanhos de faces diferentes para a estrutura podal, com vista frontal. À esquerda, pé e tornozelo sem redução de malhas (faces originais). Ao centro, com realce para os ossos, o número de faces foi reduzido para 10000 (malha reduzida). À direita, parte da estrutura podal, com redução do número de faces para 10000 (malha reduzida).	67
Figura 26 – Regiões que foram colocados apoios relativos ao apoio na marcha na malha de 100000 faces.	68
Figura 27 – Regiões que foram colocados apoios relativos ao apoio na marcha na malha de 10000 faces.	69
Figura 28 – Pontos de colocação das forças quando o paciente esta estático.	70
Figura 29 – Análise do deslocamento na estrutura podal verificando os pontos de maior e menor deslocamento.	70
Figura 30 – Análise do deslocamento na estrutura podal verificando o local que a estrutura se deforma.	71
Figura 31 – Análise do deslocamento na estrutura podal verificando o local que a estrutura se deforma, com uma representação distinta dos níveis de deslocamento.	71
Figura 32 – Diferentes visualizações da estrutura podal no <i>software</i> Ansys.	72
Figura 33 – Representações das tensões 3D no elemento cúbico (LOGAN, 2007).	83

Lista de tabelas

Tabela 1 – Classificação das neuropatias diabéticas (BOULTON et al., 2004; DYCK et al., 2011).	33
Tabela 2 – Propriedades dos materiais biológicos e tipos dos elementos no modelo de <i>FE</i> (CHEUNG; ZHANG, 2005).	55

Lista de abreviaturas e siglas

ND	Neuropatia Diabética
DM	Diabetes <i>Mellitus</i>
PND	Polineuropatia Diabética
<i>IWGD</i>	<i>Internacional Working Group on the Diabetic Foot</i> (Grupo de Trabalho Internacional sobre Pé Diabético)
DAP	Doença Arterial Periférica
PSP	Perda da Sensibilidade Protetora
<i>FEM</i>	<i>Finite Element Method</i> (Método dos Elementos Finitos)
<i>FE</i>	<i>Finite Element</i> (Elemento Finito)
3D	Tridimensional
2D	Bidimensional
TC	Tomografia Computadorizada
<i>MRI</i>	<i>Magnetic Resonance Image</i> (Imagem de Ressonância Magnética)
RM	Ressonância Magnética
RX	Raio X
RF	Radiofrequência
<i>DICOM</i>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imageamento e Comunicações Digitais em Medicina)
<i>GNU</i>	<i>General Public License</i> (Licença Pública Geral)
<i>RAM</i>	<i>Random Access Memory</i> (Memória de Acesso Aleatório)
<i>CAD</i>	<i>Computer-Aided Design</i> (Desenho Assistido por Computador)
<i>NURBS</i>	<i>Non-Uniform Rational Basis Splines</i>
<i>CFD</i>	<i>Computational Fluids Dynamic</i> (Dinâmica Computacional dos Fluidos)
EDO	Equação Diferencial Ordinária

EDP	Equação Diferencial Parcial
EDC	Ultrassonografia com <i>doppler</i> ou <i>ecodoppler</i> colorido
UPD	Úlcera do Pé do paciente Diabético
PAS	Pressão Arterial Sistólica
DAOP	Doença Arterial Obstrutiva Periférica
ATC	Angiografia por Tomografia Computadorizada
ARNM	Angiografia por Ressonância Nuclear Magnética
ASD	Angiografia por Subtração Digital
DCP	<i>Display</i> de Contato de Pressão ótico
FDR	Fluoroscopia Digital Radiográfica
<i>CAM</i>	<i>Computer Aided Manufacturing</i> (Produção Assistida por Computador)

Lista de símbolos

ε	Deformação
σ	Tensão Normal
τ	Tensão Cisalhante
γ	Deformação Cisalhante
E	Módulo de Elasticidade
π	Funcional
f	Função
\vec{f}	Vetor de Forças Nodais dos Elementos
k	Matriz de Rigidez dos Elementos
\vec{d}	Vetor de Incógnitas dos Graus de Liberdade dos Elementos Nodais
n	Deslocamento Geral
\vec{F}	Vetor de Forças Nodais Globais
K	Matriz de Rigidez Global
ν	Coefficiente de Poisson
D	Matriz Constitutiva
$x, y \text{ e } z$	Direções
$u, v \text{ e } w$	Deslocamentos Associados
∂	Derivada Parcial
$dx, dy \text{ e } dz$	Dimensões

Sumário

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Objetivo da pesquisa	27
1.2	Justificativa do trabalho	27
1.3	Organização do texto	28
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	31
2.1	Trabalhos Correlatos	31
2.1.1	Modelo Biomecânico do Pé Diabético	31
2.1.2	Análise Biomecânica da Estrutura Podal 3D durante a Marcha	32
2.2	Neuropatias Diabéticas	33
2.2.1	Tipos	33
2.2.2	Pé Diabético	34
2.2.2.1	Mecanismos Fisiopatológicos	35
2.2.2.2	Pressão Plantar	36
2.2.3	Exame Físico	36
2.2.3.1	<i>Doppler</i> Manual de Ondas Contínuas	37
2.2.3.2	Exames de Imagem	37
2.3	Marcha Humana	39
2.4	Aquisição de Imagens Médicas	40
2.5	Método de Elementos Finitos	41
2.5.1	Passos Básicos do Método de Elementos Finitos	42
2.5.2	Vantagens do <i>FEM</i>	48
2.6	Tecnologias Utilizadas	49
2.6.1	InVesalius	49
2.6.2	Rhinoceros	50
2.6.3	ANSYS	51
3	METODOLOGIA	53
3.1	Fluxograma do Funcionamento Geral	53
3.2	Materiais Utilizados	55
4	RESULTADOS	57
4.1	Reconstrução das Imagens Médicas	57
4.2	Modificação da Estrutura 3D	63
4.3	Análise do Polígono	68

5	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS	75
	APÊNDICES	81
	APÊNDICE A – ANÁLISE DA TENSÃO E DEFORMAÇÃO TRI- DIMENSIONAIS	83

1 Introdução

As Neuropatias Diabéticas (ND) estão entre as complicações mais comuns e heterogêneas da Diabetes *Mellitus* (DM), afetam diferentes partes do sistema nervoso. Podem ser focais ou difusas, apresentam-se sob diversas manifestações clínicas sintomáticas ou assintomáticas, e requerem exame físico e testes clínicos para o seu diagnóstico. As ND envolvem condições multifatoriais e vários processos em sua fisiopatogênese como distúrbios metabólicos, lesões autoimunes, inflamatório, vasculares e deficiência de crescimento neural. As formas mais comuns são as simétricas generalizadas, como a Polineuropatia Diabética (PND) sensitivo motora crônica ou simétrica distal e autonômicas. A PND, atualmente definida como típica, pela sua grande frequência, é também denominada na literatura de neuropatia diabética periférica, afetando principalmente os pés, popularmente chamado de pé diabético (TESFAYE et al., 2010; PEDROSA; VILAR; BOULTON, 2014).

A definição de pé diabético engloba segundo o *Internacional Working Group on the Diabetic Foot* (IWGDF, Grupo de Trabalho Internacional sobre Pé Diabético) a “infecção, ulceração e ou destruição dos tecidos profundos associados a anormalidades neurológicas e vários graus de doença arterial periférica nos membros inferiores” (INTERNATIONAL... , 2015). As úlceras nos pés que acometem as pessoas com DM, podem ser neuropáticas, isquêmicas ou neuroisquêmicas (INFECTOLOGIA, 2010). As úlceras neuropáticas ocorrem nos pés de pacientes com sinais de Perda da Sensibilidade Protetora (PSP) e ausência de sinais clínicos de Doença Arterial Periférica (DAP) e a associação dessas duas condições resulta em úlceras neuroisquêmicas (APELQVIST et al., 2008; INFECTOLOGIA, 2010).

As úlceras neuropáticas são observadas em áreas plantares que estão cronicamente submetidas à situação de aumento de pressão (sobrecarga) durante a marcha, como na projeção da cabeça dos metatarsos, nas porções distais da base dos dedos, face medial do *hálux* ou face lateral do quinto dedo. Esse aumento de pressão também é encontrado em regiões de proeminências ósseas e deformidades e pode intensificar-se em decorrência de sobrecarga nesses locais, causada por alterações na distribuição de carga durante o ciclo da marcha (APELQVIST et al., 2008; PIAGGESI et al., 2003).

Para minimizar a agressão que ocorre no leito das úlceras, é feita a retirada da carga (ou descarga) que implica no uso de órteses. Durante a marcha, as lesões recebem as forças relacionadas ao peso do indivíduo e que retardam ou até coíbem o processo cicatricial. As órteses podem ser calçados sob medida, confeccionados para pacientes com histórico de úlcera ou presença de deformidades, com todas as características de acolchoamento e solado rígido adequado para retirar a carga, até o uso de gesso de contato total, que é

considerado o padrão ouro de descarga para úlceras neuropáticas, ou na impossibilidade ou indisponibilidade de equipe treinada para esse fim, botas removíveis que vão do pé ao joelho (ARMSTRONG et al., 2005). Embora o método do gesso de contato total seja o mais eficiente, existem várias contraindicações, como infecção, ferida proliferativa e isquemia. Caso o indivíduo apresente alguma das contraindicações, outras opções de descarga devem ser considerados (BATISTA, 2010; MYERSON et al., 1992; SALTZMAN et al., 2004).

Problemas do pé diabético têm um impacto financeiro significativo sobre os sistemas de saúde públicos ou privados, em razão dos custos ambulatoriais, da maior ocupação de leitos e de internações hospitalares prolongadas (BOULTON, 2008). Em virtude dessa oneração e para o bem-estar do paciente, é necessário prevenir a recorrência de lesões cicatrizadas ou mesmo de novas lesões, usando órteses do tipo palmilha ou calçados terapêuticos.

Os calçados produzidos em escala, têm indicação somente para pés anatômicamente preservados; os demais, após exame clínico adequado e estudo das variáveis biomecânico-funcionais, devem ser prescritos sob moldes e acrescidos de truques ortésicos individualizados (JANISSE, 1995; BOULTON; VILEIKYTE, 2001).

Uma imagem clara do mecanismo de transferência de força da estrutura do pé e tornozelo pode ajudar prevendo a situação de carga e entendendo o raciocínio biomecânico para diferentes planos de tratamento e a fabricação de modelos de calçados funcionais (CHEUNG; NIGG, 2008). Devido à dificuldade, falta de tecnologia e a dispendiosa e invasiva natureza da abordagem experimental, estudos práticos do pé e tornozelo são frequentemente restritos a pesquisas de pressão plantar e propostas conjuntas brutas enquanto a avaliação do movimento dos ossos internos e tecidos moles e a distribuição de carga são escassos.

A aproximação computacional como a do *Finit Element Method* (*FEM*, Método de Elementos Finitos) fornece a possibilidade de obter essa informação biomecânica importante. O contínuo avanço de técnicas numéricas e tecnologia computacional tem feito o *FEM* uma ferramenta versátil e bem sucedida para pesquisas biomecânicas devido à sua capacidade de modelar estruturas geométricas irregulares, propriedades de materiais complexos, cargas e condições de contorno complicados tanto na análise dinâmica quanto na estática (KOJIC et al., 2008). Em relação ao pé e tornozelo humano, a aproximação por *FEM* permite a predição do movimento das articulações e ossos e da pressão plantar, que oferece informações sobre a distribuição de tensão e deformação interna das estruturas do pé modelado.

Este trabalho apresenta um modelo Tridimensional (3D) computacional do pé e tornozelo usando a reconstrução de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) e posteriormente a aplicação do *FEM* para predição das tensões e deformações internas do

complexo pé-tornozelo. Obtendo um modelo biomecânico do pé e tornozelo com o intuito de determinar o tipo, o modelo do suporte e o material específico para a fabricação das órteses, sem a necessidade de fabricação e teste em uma série de pacientes.

1.1 Objetivo da pesquisa

O objetivo deste trabalho é a modelagem computacional de um pé e tornozelo 3D, para ser usado no processo de fabricação de órteses para pacientes diabéticos com a complicação do pé diabético.

Como objetivos específicos têm-se:

- Reconstrução das imagens de TC, para obter os contornos do esqueleto e da superfície da pele;
- Modelo 3D computacional dos ossos e tecidos moles do pé e tornozelo;
- Modificação do modelo 3D em malhas com número de faces adequado à análise dos nós;
- Avaliação da tensão e deformação, movimentação dos ossos e articulações e pressão plantar do modelo 3D interna utilizando o *FEM*.

1.2 Justificativa do trabalho

A modelagem computacional, como o *FEM*, é uma ferramenta adicional para melhorar o conhecimento da biomecânica do pé. A análise por *FEM* pode prever a distribuição de carga entre o pé e os suportes, e fornecer informações sobre os estados internos de tensão e deformação do complexo pé-tornozelo. A análise por *FEM* permite a avaliação paramétrica eficiente usada para elaboração da forma da órtese e modificações de material, sem a necessidade de fabricar e testar órteses em uma série de ensaios dos pacientes. Reduzindo custos no processo de fabricação, que engloba a diminuição do uso de materiais, tempo de fabricação e do número de pessoas envolvidas na produção.

O *FEM* foi escolhido uma vez que ele pode representar deformações complexas, estruturas geométricas compostas e interações de retorno de força. Por ser baseado na mecânica dos meios contínuos, o método de elementos finitos se torna adequado para aplicações em sistemas humanos, uma vez que descreve melhor estruturas complexas. Embora, para uma aplicação em tempo real de retorno de força e deformação da visualização da estrutura ele não é muito prático.

A implementação utiliza três *softwares* distintos para reconstruir as imagens de TC, modificar a estrutura reconstruída e fazer a análise do sistema pé-tornozelo. Para

a reconstrução das imagens de TC em 3D, foi utilizado o *software* InVesalius 3.0a, pois é uma ferramenta simples, livre, gratuita e robusta, multiplataforma, com comandos em português, com funções claras e diretas, de fácil manuseio e rápida na execução. Na modificação da estrutura 3D reconstruída foi usado o Rhinoceros® 5, devido à possibilidade de se trabalhar diretamente nas superfícies, permitindo que modelos sólidos possam ser separados, editados e colados de novo. Para analisar o modelo 3D, foi utilizado o *software* Ansys®, pois expõe os resultados graficamente na tela permitindo identificação visual e aplicação do FEM na geometria e resoluções facilitando a interpretação do que está ocorrendo na peça ou conjunto.

O *hardware* utilizado para o desenvolvimento e os testes desta aplicação consistiu em um *notebook* com processador Intel Core I7, com 8 GB de memória *Random Access Memory* (RAM, Memória de Acesso Aleatório) e placa de vídeo Placa de vídeo NVIDIA® GeForce® GT 740M com memória dedicada de 1 GB. Foi escolhido devido ao alto custo computacional do método implementado.

1.3 Organização do texto

O trabalho está organizado em 5 capítulos, em que cada capítulo corresponde a uma fase para orientação do leitor e construção dos resultados.

No Capítulo 1, versa sobre a introdução a este trabalho, em que é identificado o objetivo do trabalho de pesquisa proposto de forma coerente à solução do problema de pesquisa especificado, sendo discriminado em Objetivo Geral e Objetivos Específicos, para uma melhor compreensão. Em seguida é elencada a Justificativa do projeto, especificando o problema que será abordado. Por último, é mostrada a Organização das partes constituintes do trabalho.

O Capítulo 2 trata da Fundamentação Teórica, em que inicialmente são especificados os Trabalhos Correlatos ao tema deste trabalho, mostrando outras abordagens à este mesmo problema de pesquisa. Posteriormente é esclarecido ao leitor sobre a DM e as complicações no pé (pé diabético), uma vez que esta é a aplicação do trabalho e o restringe. Aborda também o método usado ao longo do trabalho, o *FEM* descrito matematicamente, o modelo 3D, como é feita a aquisição de imagens médicas, uma breve explicação sobre a marcha humana e as tecnologias utilizadas.

Já no Capítulo 3 é descrito toda a metodologia utilizada para o desenvolvimento do trabalho. Incluindo fluxogramas, diagramas de corpo livre e especificações de funcionamento dos softwares.

No Capítulo 4 são mostrados os resultados obtidos do modelo 3D computacional simulado, compondo-se da reconstrução das imagens de TC, da modificação da estrutura

obtida e da análise da forma biológica computacional.

No Capítulo 5 é descrito a conclusão final do trabalho, destacando os resultados mais importantes obtidos no decorrer do realizado e uma proposta para trabalhos futuros.

2 Fundamentação Teórica

O pé humano é uma estrutura complexa, contendo ossos, músculos, ligamentos, articulações sinoviais e outros tecidos. É a única parte do corpo em contato constante com o chão, gerando inúmeros fatores para atenuar os impactos do solo, apoio contra a gravidade, manter a estabilidade locomotora e transmitir ou gerar poder propulsivo durante o deslocamento (ALEXANDER et al., 1987; REN et al., 2008; CARRIER; HEGLUND; EARLS, 1994). Em pacientes que tenham alguma doença crônica que afeta a região podal, o apoio correto individualizado se torna necessário.

Neste capítulo, serão abordados os trabalhos correlacionados ao tema, uma conceitualização da neuropatia diabética dos membros inferiores, os métodos utilizados de exame físico, o método utilizado para medir a pressão e a deformação interna, a marcha humana, bem como das imagens médicas e as tecnologias a serem utilizadas.

2.1 Trabalhos Correlatos

Para a construção de um modelo com inovações é preciso realizar o estudo dos diversos modelos correlacionados ao tema presentes na literatura. Serão analisados dois projetos diferentes, em um é simulado a biomecânica do pé ao caminhar e no outro realiza-se a simulação do pé bidimensionalmente (2D) em estado estático.

2.1.1 Modelo Biomecânico do Pé Diabético

Neste trabalho, um modelo 2D de Elementos Finitos (*FE*, *Finite Element*) foi criado a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) e manipulação *Computer-Aided Design* (*CAD*, Desenho Assistido por Computador), de acordo com a Figura 1. O modelo compreende uma primeira secção transversal plana medial através do pé, representando o pé em postura ereta. Para determinar as cargas externas, o campo de distribuição de tensão e deformação em baixo da estrutura podal é determinado (AGIĆ et al., 2008).

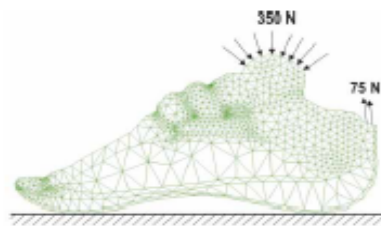


Figura 1: Modelo de *FE* usado no modelo 2D (AGIĆ et al., 2008).

A principal limitação deste modelo é a análise considerando somente dois planos (2D), o que torna o modelo menos realista, pois desconsiderada um eixo inteiro e numa análise do pé, é preciso conhecer o comportamento da estrutura na sua totalidade. Embora o uso da composição de materiais nos diversos segmentos podais, possa analisar tecidos saudáveis de diabéticos.

2.1.2 Análise Biomecânica da Estrutura Podal 3D durante a Marcha

Neste trabalho é proposto um modelo biomecânico do comportamento estrutural durante a marcha. É feito um sistema de métodos experimentais, integrando o método do *Display* de Contato de Pressão ótico (DCP) para medição da pressão plantar com o instrumento de Fluoroscopia Digital Radiográfica (FDR) para aquisição do movimento esquelético durante a marcha, mostrado na Figura 2. Usando um solucionador de elementos finitos, a distribuição de tensões dentro da estrutura do pé foi obtida e regiões de tensões elevadas durante seis subfases da postura são estabelecidos. Para cada uma destas subfases, o modelo foi adaptado de acordo com o dado fluoroscópico, a dinâmica esquelética e as cargas dos músculos ativos correspondentes (GEFEN et al., 2000).



Figura 2: Análise integrada experimental do DCP/FDR (GEFEN et al., 2000).

É apresentado neste trabalho uma forma diferente de aquisição dos dados de entrada (DCP/FDR), que são modificados a cada passo do paciente. Simulando nos diferentes pontos de apoio do pé durante a caminhada. Há uma limitação neste modelo quando comparado ao modelo desenvolvido, pois as forças que atuam internamente na estrutura não são levadas em conta ao se medir a pressão plantar.

2.2 Neuropatias Diabéticas

As Neuropatias Diabéticas (ND) são as complicações tardias do Diabetes *Mellitus* (DM), que comprometem mais órgãos ou sistemas. Elas são caracterizadas por uma perda progressiva das fibras nervosas que afetam ambas as divisões principais do sistema nervoso periférico, somático e autonômico. As ND foram verificadas em pacientes com DM tipo 1 e 2 e em DM secundário devido à causas diversas, evidenciando um padrão baseado em hiperglicemia crônica e tolerância diminuída à glicose (BOULTON et al., 2004; ZIEGLER et al., 2008; BOULTON; MALIK, 2010; SMITH et al., 2006). No momento atual, existem evidências de que a ND e suas sequelas tardias são indicadores de risco aumentado para amputação e de mortalidade (IVERSEN et al., 2009; BAAL et al., 2010).

A definição estabelecida pelos membros do grupo de consenso internacional sobre diagnóstico ambulatorial e tratamento da ND é “a presença de sintomas e/ou sinais de disfunção dos nervos periféricos em pessoas com diabetes após a exclusão de outras causas” (BOULTON; GRIES; JERVELL, 1998).

2.2.1 Tipos

Existem diversos tipos de neuropatias relacionadas à diabetes, neste trabalho será empregada a classificação clínica descritiva da Tabela 1, propostas por Thomas (DYCK et al., 2011).

Tabela 1: Classificação das neuropatias diabéticas (BOULTON et al., 2004; DYCK et al., 2011).

Rapidamente Reversível
Hiperglicêmica Polineuropatias simétricas generalizadas Sensitivo-motora crônica Sensitiva aguda Autonômica
Neuropatias Focais e Multifocais
Craniana Radioculoneuropatia toracolombar Focal Motora proximal (amiotrofia) Polineuropatia desmielinizante inflamatória crônica

As neuropatias diabéticas envolvem condições multifatoriais e vários processos de sua fisiopatogênese como distúrbios metabólicos, lesões autoimunes, inflamatória, vascular e deficiência do crescimento neural (TESFAYE et al., 2010).

O âmago deste trabalho será para a Polineuropatia Sensitivo-Motora Crônica também citado na literatura como Neuropatia Diabética Periférica, devido à alta prevalência nas regiões periféricas e grande frequência, afetando principalmente os pés e a parte interna da coxa. Os sintomas desta polineuropatia podem ser completamente diferentes, como intensamente dolorosos (positivos) em um dos extremos até completamente indolor, apresentando-se como úlcera insensível no pé (BOULTON et al., 2004). O começo desta moléstia, é gradual e insidioso, com sintomas que podem se apresentar como intermitentes nas fases preliminares. À medida que ela avança, ocorrem disfunções motoras (perda de massa muscular em exames), junto com anormalidades nos testes da função autonômica (THOMAS, 1997; DYCK et al., 2011).

2.2.2 Pé Diabético

As diversas alterações e complicações ocorridas isoladamente ou em conjunto, nos pés e membros inferiores dos diabéticos é denominado pé diabético. O pé diabético se caracteriza pela presença de pelo menos uma das seguintes alterações: neurológicas, ortopédicas, vasculares e infecciosas, que podem acometer o pé do paciente com diabetes (CAIAFA et al., 2011). Pode ser definido também como um grupo de alterações nas quais neuropatia, isquemia ou infecção levam à lesão tecidual ou ulceração, resultando em morbidade e possível amputação (KRANS et al., 1992). Atualmente, a moléstia se tornou uma preocupação mundial, o custo humano e financeiro dessa complicação é imenso e para o seu controle ou prevenção, depende da conscientização quanto à necessidade de um bom controle da doença e da implantação de medidas simples de assistência preventiva, de diagnóstico precoce e de tratamento nos estágios iniciais (CAIAFA et al., 2011).

É fato amplamente conhecido que os indivíduos diabéticos apresentam maior propensão a certos tipos de infecções, particularmente nos pés, no trato urinário e no sistema tegumentar (infecções fúngicas e bacterianas). As infecções e complicações dos pés estão associadas à substancial morbi-mortalidade e a um aumento dramático de hospitalizações e amputações: 25% das internações dos indivíduos diabéticos são causadas diretamente por infecções nos pés e 59% das amputações não traumáticas dos membros inferiores são atribuídas a estas infecções (BOULTON, 2008; PECORARO; REIBER; BURGESS, 1990). Na literatura são encontrados sete fatores bem definidos que ensejam nas complicações dos pés de indivíduos diabéticos, elencados abaixo.

1. **Neuropatia Sensitivo-Motora:** traumas passam despercebidos (alteração da sensibilidade em graus variáveis);
2. **Neuropatia Autonômica:** ressecamentos e fissuras – os *shunts* arteriovenosos diminuem a oxigenação capilar na microcirculação da derme dos pés, além de aumentar o edema e a pressão venosa;

3. **Doença arterial periférica:** a isquemia diminui a oxigenação e concorre para a piora da resposta inflamatória e da absorção de antibióticos, além de alterar a microflora bacteriana e a função bactericida dos leucócitos;
4. **Hiperglicemia:** tanto a cicatrização quanto a resposta imune se alteram diante de descompensação metabólica;
5. Colonização aumentada, na pele e mucosas, de patógenos como *Staphylococcus aureus* e *Candida sp.*;
6. Lesões traumáticas: mecânica, térmica ou química;
7. Úlcera – 85% das amputações de membros inferiores são precedidas de úlcera nos pés e 89% das úlceras têm um componente neuropático.

2.2.2.1 Mecanismos Fisiopatológicos

O desencadeamento da neuropatia no diabético é explicada conforme duas teorias: a vascular, na qual a microangiopatia da *vasa nervosum* levaria à isquemia, qual causaria a lesão do nervo, e a bioquímica, na qual o aumento de substâncias tóxicas (sorbitol e frutose) e a depleção do mionisitol causaria lesão no nervo (células de Schwann) (KOZAK; GIURINI, 1995; BRASILEIRO et al., 2005).

Essas duas teorias se refletem na prática clínica em dois tipos de neuropatia, encadeadas a seguir (CAMPELL; FREEMAN; KOZAK, 1995; OBROSOVA, 2005; PEDROSA et al., 1998; STEED et al., 2006):

Neuropatia Sensitivo-Motora:

- Perda gradual da sensibilidade tátil e dolorosa que torna os pés vulneráveis a traumas, chamada de "perda da sensação protetora". Um indivíduo diabético, por exemplo, com perda da sensação protetora poderá não mais sentir a dor de um objeto pontiagudo ou cortante no chão, da sensação de calor ou da ponta da tesoura ao cortar as unhas;
- Acarreta a atrofia da musculatura intrínseca do pé, causando desequilíbrio entre músculos flexores e extensores, desencadeando deformidades osteoarticulares (dedos em "garra", dedos "em martelo", dedos sobrepostos, proeminências das cabeças dos metatarsos, *hálux* valgo (joanete)). Estas deformidades alteram os pontos de pressão na região plantar levando à sobrecarga e reação da pele com hiperqueratose local (calo) e com a contínua deambulação evolui para ulceração (mal perfurante plantar);
- Perda da integridade da pele nas situações acima descrita constitui importante porta de entrada para o desenvolvimento de infecções, que podem evoluir para amputação.

Neuropatia Autonômica:

- Perda do tônus vascular, levando a vasodilatação com aumento da abertura de comunicações artério venosas e, conseqüentemente, passagem de fluxo sanguíneo da rede arterial para a venosa, reduzindo a nutrição para os tecidos;
- Acarreta a anidrose, que causa o ressecamento da pele, culminando com a formação de fissuras, e alterações no crescimento e na matriz das unhas que também se constituem de importantes portas de entrada para infecções.

2.2.2.2 Pressão Plantar

A Polineuropatia Diabética (PNP) acomete metade dos pacientes diabéticos e induz a alterações biomecânicas gerando uma carga de peso na região plantar; no trofismo muscular, especialmente nos músculos do tornozelo e os intrínsecos dos pés; e déficits no sistema de controle motor, conseqüentemente favorece o desequilíbrio, alterações posturais e na marcha (FOOT et al., 2007; BOULTON et al., 2004).

A avaliação da pressão plantar utilizada atualmente nas clínicas ambulatoriais é efetuada por uma simples inspeção clínica, identificando as áreas de maior pressão plantar nas proeminências ósseas da região plantar (PEDROSA; VILAR; BOULTON, 2014). Moldes de gesso ou espuma de poliuretano podem ser utilizados visando principalmente, auxiliar na confecção de palmilhas e calçados customizados. A avaliação ocorre visando a redução da carga com o uso de palmilhas adaptadas, calçados adequados e técnicas de reabilitação física (CAVANAGH; BUS, 2010). Em relação à avaliação biomecânica, a medida da pressão plantar é útil para identificar áreas específicas sob os pés propensas à ulceração, ressaltando-se que o aumento da pressão plantar pode, inclusive, anteceder a polineuropatia diabética (BOULTON et al., 2004).

O sistema proposto pode atuar em todas as fases da ND, no seu estágio inicial, mostrando um aumento da pressão plantar, tanto quando é necessário o uso de suportes.

2.2.3 Exame Físico

É importante citar neste trabalho alguns exames físicos que são feitos nos pacientes com DM, uma vez que estes exames podem ser aproveitados como sendo os dados de entrada deste projeto. Não havendo a necessidade portanto, de custear os exames de imagem somente para a elaboração de uma órtese ou suporte para o pé, o que encareceria o processo de produção.

O exame físico do sistema cardiovascular completo deve ser realizado em todo o paciente com DM e se torna obrigatório naqueles pacientes que apresentam ulcerações. Observa-se a coloração dos pés e artelhos com o paciente em decúbito dorsal, comparando

ambos os lados. A presença de cianose e palidez sugere isquemia¹, enquanto a vermelhidão indica hiperemia e vasodilatação. Deve ser observado também a presença de ulcerações, necroses e o trofismo da pele e das unhas, pois é característico da isquemia crônica² o espessamento ungueal, com onicomicose associada e pele atrófica (ARONOW, 2010). Em pacientes diabéticos com Úlcera do Pé do paciente Diabético (UPD), portanto, a investigação deve ser aprofundada (ANDROS et al., 1984).

2.2.3.1 Doppler Manual de Ondas Contínuas

Ao se avaliar e investigar a presença de isquemia de extremidades, deve-se utilizar o *doppler* manual de ondas contínuas. A inexistência de fluxo arterial ou a presença de onda monofásica - ou monofônica - é indicativa de isquemia grave. A aferição de Pressão Arterial Sistólica (PAS) das artérias plantares com a utilização do *doppler* e com manguito de pressão é utilizada para a classificação do grau e do estágio clínico da Doença Arterial Obstrutiva Periférica³ (DAOP).

2.2.3.2 Exames de Imagem

Nos pacientes com isquemia crítica, nos quais o julgamento clínico pressupõe a possibilidade de tratamento invasivo, deve-se avaliar a extensão anatômica das lesões obstrutivas e grau de estenose com exames de imagem. O arsenal disponível varia quanto ao grau de invasão do paciente e todos apresentam vantagens e limitações.

Ultrassonografia com *Doppler* ou *Ecodoppler* Colorido (EDC)

O EDC é um exame de imagem não invasivo que combina os efeitos da imagem ultrassonográfica com a avaliação da velocidade de fluxo pelo efeito *doppler*. Em geral, a sensibilidade para prever estenoses ou lesões oclusivas é superior a 70%, e atinge 90% nas lesões das artérias tibiais (MONETA et al., 1993). Entretanto, algumas características da DAOP em pacientes com DM, como a presença de lesões sequenciais e as calcificações limitam a acurácia do EDC. Outra utilização dessa modalidade diagnóstica é na investigação de doença aterosclerótica carotídea, muito prevalente no grupo de pacientes com DM. O EDC é um exame de grande aplicabilidade sem ser invasivo e em alguns centros é utilizado como guia para o tratamento cirúrgico endovascular (ASCHER; HINGORANI; MARKS, 2007).

¹ Isquemia é definida como sendo o fluxo arterial insuficiente para manter as funções normais teciduais, isto é a diminuição dos nutrientes (glicose, oxigênio, proteínas, vitaminas, enzimas) para os tecidos e o retardo na retirada dos metabólitos (BAPTISTA-SILVA, 2003).

² Isquemia crônica é aquela que apresenta dor ao exercício e alívio em repouso, devido à doença arterial (DORMANDY, 2000).

³ A DAOP é uma condição caracterizada pelo estreitamento ou oclusão crônica das artérias das extremidades inferiores, resultando em redução no fornecimento de sangue para os membros (OURIEL, 2001).

Angiografia por Tomografia Computadorizada *Multislice*

A Angiografia por Tomografia Computadorizada (ATC) é um exame semi-invasivo que necessita de utilização de contraste iodado injetado intravenoso e apresenta-se como uma opção muito interessante para o estudo das lesões arteriais, sem a necessidade de invasão com cateter, embora utilize radiação ionizante. A evolução tecnológica dos equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC) com múltiplos canais tornou possível a aquisição de imagens de forma muito mais rápida, as imagens reconstruídas tem o realismo da Figura 3. A sensibilidade para a detecção de lesões hemodinamicamente significativas (maiores que 50%) ultrapassa 90% (MET et al., 2009). Este exame é vantajoso pela alta qualidade das imagens, grande variedades de planos para a análise e possibilidade de estudo da parede arterial e do comprometimento da luz.

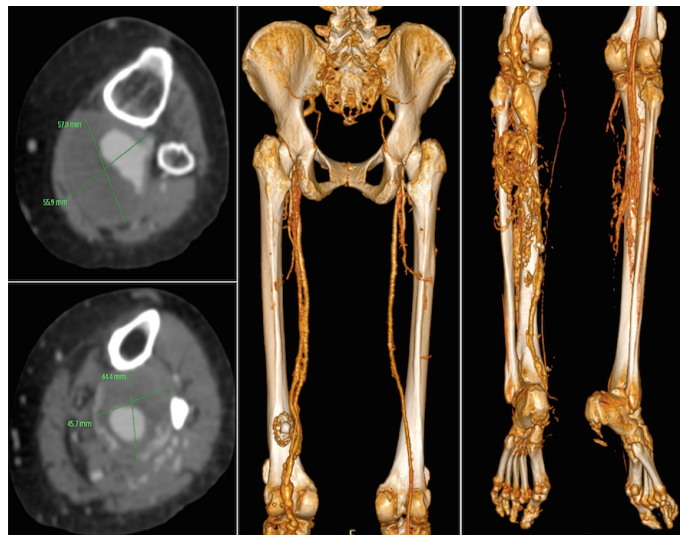


Figura 3: Angiotomografia das artérias dos membros inferiores (ANGIOTOMOGRAFIA, 2015).

Quanto à presença de calcificação parietal, a ATC oferece ampla possibilidade de análise das placas o que é vantajoso nas artérias de grande e médio calibres, mas nas artérias de fino calibre a calcificação pode produzir artefatos que comprometem a análise da luz. Exige-se cautela na utilização de contraste iodado nos pacientes diabéticos, diante da nefropatia diabética, pois o volume de contraste tende a ser maior que o utilizado nas angiografias digitais, assim, recomenda-se atenção redobrada e controle da função renal pré e pós-exame (LUFFT et al., 2002).

Angiografia por Ressonância Nuclear Magnética com Contraste

Com sensibilidade acima de 90%, a Angiografia por Ressonância Nuclear Magnética (ARNM) não utiliza a radiação ionizante nem contraste iodado. Semelhantemente

à ATC, é considerado um exame semi-invasivo que utiliza contraste paramagnético intravenoso, com limitações nos pacientes com endopróteses, marca-passos ou *stents*. É contraindicado para pacientes pré-dialíticos, devido ao risco de determinar fibrose nefrogênica sistêmica (LEINER; KUCHARCZYK, 2009). Muitos estudos comparativos entre a ATC e ARNM concluem que a acurácia para a detecção de DAOP chega a 99% em ambos (COLLINS et al., 2007).

Angiografia por Subtração Digital (ASD)

É um exame invasivo que exige a punção arterial, injeção de contraste iodado através de um cateterismo e com radiação ionizante. Além das complicações do contraste iodado, como alergias e indução de nefropatia, podem surgir complicações traumáticas nos locais de punção. Recomenda-se a realização de ASD apenas quando já existe indicação de tratamento cirúrgico, o que poderá ser realizado simultaneamente à realização do procedimento (FAXON et al., 2004).

Tanto a ATC como a ARNM podem ser usadas na análise biomecânica do pé e à posterior fabricação de suportes e órteses, pois se tratam de imagens de TC e RM. Desta forma o método proposto se torna mais barato e eficiente que os métodos atuais de fabricação de órteses, quando já se tem a imagem médica dos pés do paciente.

2.3 Marcha Humana

A marcha humana é a única forma de deslocamento para os seres humanos, ela é eficiente e funcional quando efetuada por indivíduos saudáveis. Entretanto, é um movimento complexo que necessita da interação de mecanismos de locomoção, controle motor e da função músculo esquelético. Relaciona a força muscular, as rotações das diversas articulações e a aplicação de forças no corpo humano que atuam no sistema esquelético com diferentes graus de liberdade.

As limitações à marcha saudável decorrente de úlceras ou deformidades ósseas, resultam em anomalias específicas ou aleatórias nos padrões da marcha.

As estratégias tradicionais de reabilitação da marcha, usando o balanço de força, o controle motor e o equilíbrio apresentam uma maneira compensatória (uso de órteses e suportes). Esta estratégia não é orientada para corrigir a deficiência mas para compensar as limitações impostas através de meios alternativos, ou alterando a tarefa ou o ambiente de modo a cumprir o seu objetivo (ASSOCIATION, 1999). No entanto, a marcha é considerada completamente funcional quando o sujeito tem a capacidade de manter um padrão de marcha seguro ao se movimentar num ambiente complexo e em mudança e de se adaptar aos estímulos e exigências que surgem (MULDER; ZIJLSTRA; GEURTS, 2002).

A marcha saudável é uma tarefa complexa que requer a interação de funções fisiológicas como o alinhamento ósseo, a atividade neuromuscular, a variação de amplitude dos movimentos de diversas articulações, a dinâmica dos fluidos corporais, que envolve 206 ossos e 636 músculos (ALVES, 2014).

Durante o processo de locomoção, o corpo, ereto e em equilíbrio se desloca alternando os membros inferiores. Enquanto o corpo passa por cima da perna de apoio, a outra perna oscila no sentido da progressão desejada e se prepara para a fase de apoio seguinte, como mostrado na Figura 4. É a relação entre o descolamento paralelo ao plano em que o corpo efetua a progressão e os deslocamentos angulares realizados que torna a marcha humana tão eficaz (ALVES, 2014).

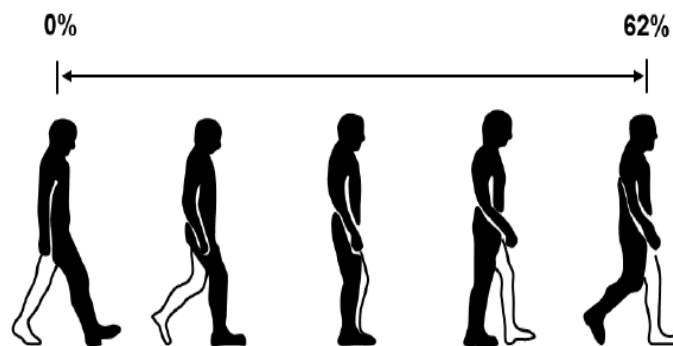


Figura 4: Representação dos eventos da fase de apoio durante a marcha humana (ALVES, 2014).

Durante o caminhar, os dois pés estão em contato com o solo simultaneamente cerca de um quarto do tempo, e os efeitos sobre o centro de massa (ou centro de gravidade) são decorrentes da somatória das forças de reação que atuam nos dois pés (MEGLAN; TODD, 1994). A análise feita nesta pesquisa considera que os dois pés estão simultaneamente com o contato, conforme a parte central da Fig. 4.

2.4 Aquisição de Imagens Médicas

Os avanços tecnológicos na área de diagnóstico por imagem médicas permitem a coleta de dados que demonstram estruturas anatômicas, lesões e a relação entre elas com alta resolução espacial e grande definição de contrastes.

A TC e a Ressonância Magnética (RM) representam maneiras tridimensionais de aquisição de imagens, o que lhes conferem características específicas na demonstração de estruturas. A TC utiliza o princípio físico de atenuação de feixes de Raios X (RX) (JÚNIOR; YAMASHITA, 2001), que atravessam as estruturas de diferentes densidades e são captados por detectores sensíveis a radiação. Assim, estruturas densas, como o osso,

com graus de atenuação extremos, contrastam-se com as estruturas como líquido, de menor atenuação. A RM utiliza os sinais dos *spins* nucleares dos prótons de hidrogênio, orientados em um campo magnético constante. Ondas de Radiofrequência (RF) específicas fornecem energia ao sistema e, ao ser liberada, é captada por bobinas (WESTBROOK; KAUT, 2000). O controle desse fenômeno, chamado “relaxação”, feito na aquisição de dados, fornece o contraste entre as estruturas com mais hidrogênio (o líquido, por exemplo) em relação as que possuem menos hidrogênio (o osso).

Nesta pesquisa são utilizadas imagens de TC, podendo ser usadas também imagens de RM. Nos cortes trabalhados na reconstrução é possível visualizar um anteparo posterior que também estava nas imagens, já em outras imagens testadas era encontrada uma linha circundando a região podal. Estes são considerados problemas externos ao sistema, como entrada de RF espúria pela *gaiola de faraday*, acessórios não próprios para o ambiente de sala de exames (bomba injetora de contraste, monitor multiparamétrico, oxímetro, bomba de infusão, etc) e podem ser a causa deste tipo de artefato na imagem (MAZZOLA, 2001).

2.5 Método de Elementos Finitos

O Método de Elementos Finitos (*FEM*, *Finite Element Method*) é um procedimento numérico que pode ser usado para obter uma grande classe de problemas da engenharia envolvendo análise de tensão, transferência de calor, eletromagnetismo e vazão de fluidos.

Para problemas envolvendo geometrias complicadas, cargas e propriedades de materiais, geralmente não é possível obter uma solução matemática analítica. Soluções analíticas são aquelas dadas por expressões matemáticas que produzem os valores das quantidades incógnitas desejadas em qualquer localização do corpo e que são válidas para qualquer número infinito de localizações no corpo. Estas soluções analíticas geralmente requerem a solução de Equações Diferenciais Parciais (EDP) ou Ordinárias (EDO), que devido à geometria complicada, cargas e propriedades dos materiais, não são usualmente viáveis. Portanto, é preciso utilizar métodos numéricos, como o *FEM*, para soluções aceitáveis. A formulação por Elementos Finitos (*FE*, *Finite Elements*) do problema resulta em um sistema de equações algébricas simultâneas para a solução, em vez da solução de equações diferenciais. Estes métodos numéricos produzem valores aproximados de incógnitas em um número discreto de pontos na sequência contínua. Destarte, o processo de modelar um corpo dividindo-o em um sistema equivalente de corpos menores ou unidades (*FE*) interconectados por pontos comuns de dois ou mais elementos (pontos nodais ou nós) e/ou linhas limite e/ou superfícies é chamado de **discretização**. No *FEM*, ao invés de resolver o problema para o corpo inteiro em uma operação, são formuladas as equações para cada *FE* e são combinados para obter a solução para o corpo inteiro (LOGAN, 2007).

A solução para problemas estruturais se refere tipicamente para determinar o deslocamento em cada nó e a tensão dentro de cada elemento, tornando-se a estrutura que está sujeita com cargas aplicadas (LOGAN, 2007). Os programas atuais que aplicam *FE* lidam com problemas envolvendo peças e sólidos que tem normalmente em sua constituição metais, cerâmicas ou polímeros que são os principais materiais nativos destes *softwares*. As estruturas biológicas, que serão trabalhadas neste projeto, precisam ser inseridas manualmente (suas propriedades).

O *FEM* é hoje em dia a ferramenta computacional mais usada, na ciência e em aplicações de engenharia. Sendo considerado uma das mais bem estabelecidas e convenientes técnicas de solução computacional de problemas complexos em diferentes campos da engenharia, abrangendo também a engenharia biomédica (NIKISHKOV, 2004).

Como dito anteriormente, o *FEM* tem sido usado para descrever estruturas complexas, que são o resultado de um grande número de equações algébricas associadas com o *FEM* de análise estrutural faz o método ser extremamente dificultoso e impraticável o uso. Entretanto, com o advento do computador, a solução de milhares de equações em questão de segundos tornou-se possível.

Para usar o computador, terá de ser definido o modelo de *FE* e as entradas de informação no computador. Estas informações podem incluir a posição da coordenada do elemento nodal, a maneira com que os elementos serão conectados, a propriedade do material dos elementos, as cargas aplicadas, as condições de contorno ou restrições e o tipo de análise a ser executada. O computador usa estas informações para gerar e resolver as equações necessárias na análise. Será utilizada a ferramenta ANSYS para a análise da estrutura com o *FEM*, e como será visto posteriormente estes dados de entrada serão inseridos de acordo com os requisitos da estrutura biológica simulada.

2.5.1 Passos Básicos do Método de Elementos Finitos

Serão apresentados os passos básicos incluídos na formulação do *FEM* e na solução de problemas de engenharia, eles serão usados no método numérico nativo do programa ANSYS utilizado para a simulação do *FEM* na análise estrutural do complexo pé-tornozelo.

Os passos apresentados a seguir são usados somente em problemas estruturais. Existem duas aproximações diretas gerais tradicionalmente associadas ao *FEM* aplicada em problemas mecânicos estruturais. Uma aproximação, chamada de **método da força**, ou **flexibilidade** usa forças internas como incógnitas do problema. Para obter as equações governantes, são usadas primeiro as equações de equilíbrio. Posteriormente, são encontradas equações adicionais necessárias pela introdução de equações compatíveis. O resultado é um conjunto de equações algébricas para determinar a redundância das forças incógnitas

(LOGAN, 2007).

A segunda aproximação, chamada de **método do deslocamento** ou **rigidez**, assume os deslocamentos dos nós como incógnitas do problema. Por exemplo, condições compatíveis exigem que os elementos conectados num nó comum ao longo de uma borda comum, ou uma superfície comum antes do carregamento continuem conectadas no nó, borda ou superfície depois que a ocorrência da deformação inicial esteja satisfeita. Então, as equações governantes são expressas em termos do deslocamento nodal usado nas equações de equilíbrio e leis aplicáveis relacionando forças aos deslocamentos (LOGAN, 2007).

Foi mostrado que para propósitos computacionais (KARDESTUNCER, 1974), o método de deslocamento (ou rigidez) é mais adequado por sua formulação mais simples para a maioria dos problemas estruturais. Somente o método do deslocamento será usado ao longos destes passos.

O *FEM* envolve modelagem da estrutura usando pequenos elementos interconectados chamados de **elementos finitos**. Uma função de deslocamento é associada com cada *FE*. Todo elemento interconectado é associado, direta ou indiretamente à cada outro elemento pela interface comum (ou compartilhada), incluindo nós e/ou linhas e/ou superfícies de contorno. Usando propriedades de tensão/deformação conhecida para o material compondo a estrutura, um pode ser determinado pelo comportamento do nó dado em termos das propriedades de cada outro elemento da estrutura. O conjunto total de equações descrevendo o comportamento de cada nó resulta numa série de equações algébricas melhor expressas em notação matricial (LOGAN, 2007).

Ao utilizar o *software* ANSYS, a estrutura biológica será dividida em *FE* e será selecionado os tipos de elementos usados na análise (Passo 1), os tipos de cargas aplicadas e os tipos de condições de contorno ou apoios aplicados. Os outros Passos 2 - 7 serão realizados automaticamente pelo programa.

Passo 1 - Discretização e Seleção dos Tipos de Elementos

O Passo 1 envolve dividir o corpo em um sistema equivalente de *FE* com nós associados e escolhendo o tipo de elemento mais apropriado ao modelo, mais perto do seu atual comportamento físico. O número total de elementos usados e suas variações em tamanho e tipo dentro do corpo são assuntos primários do julgamento do engenheiro. Os elementos podem ser feitos pequenos o suficiente para fornecer resultados utilizáveis e ainda assim grandes o suficiente para reduzir o esforço computacional. Pequenos elementos (e possivelmente elementos de ordem elevada) são geralmente desejáveis quando os resultados mudam constantemente, como em ocorrências de mudanças na geometria; elementos maiores podem ser usados onde os resultados são relativamente constantes (LO-

GAN, 2007). A discretização do complexo pé-tornozelo em uma malha foi criada usando o *software* Rhinoceros.

A escolha dos elementos usado na análise de *FE* depende da composição física do corpo sob condições de carga e o quão perto do comportamento atual se quer chegar. Será visto posteriormente, que para elementos biológicos (como a pele, tecidos moles e ossos) serão utilizadas constantes relativas às propriedades destes materiais, pois não se encontram nativos no programa usado.

Passo 2 - Seleção da Função de Deslocamento

O Passo 2 envolve escolher uma função de deslocamento dentro de cada elemento. A função é definida no elemento usando valores nodais do elemento. Polinômios lineares, quadráticos e cúbicos são funções frequentemente usadas pela simplicidade de trabalhar na formulação de elementos finitos. Entretanto, séries trigonométricas também podem ser usadas. Para um elemento 2D, a função de deslocamento é uma função de coordenadas no plano x-y. As funções são expressas em termos das incógnitas nodais (em problemas 2D, em termos de componentes x e y). A mesma função geral de deslocamento pode ser usada repetidamente para cada elemento. Portanto, o *FEM* é um método em que a quantidade contínua, como no deslocamento através do corpo é aproximada por uma composição do modelo discreto de um conjunto de uma função definida em trechos contínua dentro do domínio finito ou do *FE* (LOGAN, 2007).

Passo 3 - Definindo as Relações de Tensão/Deformação e Deformação/Deslocamento

As relações de tensão/deformação e deformação/deslocamento são necessárias pois derivam as equações de cada *FE*. No caso da deformação em uma dimensão, dita na direção x, a deformação ε_x relacionada ao deslocamento u é dada pela 2.1 para pequenas deformações (LOGAN, 2007).

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} \quad (2.1)$$

Adicionalmente, as tensões tem de ser relacionadas às deformações pela lei de tensão/deformação - geralmente chamada de **Lei Constitutiva**. A habilidade de definir com precisão o comportamento do material é mais importante na obtenção de resultados aceitáveis. A lei mais simples de tensão/deformação, a lei de Hooke, que é frequentemente usada na análise de tensão é dada pela 2.2, onde σ_x é a tensão na direção x e E é o módulo de elasticidade (LOGAN, 2007).

$$\sigma_x = E\varepsilon_x \quad (2.2)$$

Passo 4 - Derivando a Matriz de Elementos Rígidos e Equações

Inicialmente, o desenvolvimento de das matrizes de elementos rígidos e equações de elementos foi baseada no conceito de rigidez influenciada por coeficientes que pressupõe um conhecimento de análise estrutural. Serão apresentados dois métodos alternativos que não requerem conhecimentos especiais de análise estrutural (LOGAN, 2007).

Método do Equilíbrio Direto

De acordo com este método, a matriz de rigidez e as equações dos elementos relacionam forças nodais aos deslocamentos nodais são obtidos usando condições de equilíbrio de forças para elementos básicos junto com relações de força/deformação. Este método é mais usado para linhas ou elementos unidimensionais (LOGAN, 2007).

Métodos do Trabalho ou Energia

Para desenvolver a matriz de rigidez e equações para elementos 2D ou 3D, é muito mais fácil aplicar um método de trabalho ou energia (EISLEY, 1989). O princípio de trabalho virtual (usando deslocamentos virtuais), o princípio de mínimo potencial de energia e o teorema de Castigliano são métodos frequentemente usados para fins de derivação de equações dos elementos.

O princípio de trabalho virtual é aplicável por qualquer comportamento matemático, enquanto o princípio de mínimo potencial de energia e o teorema de Castigliano são aplicáveis somente para materiais elásticos. Além disso, o princípio de trabalho virtual pode ser usado mesmo que a função do potencial não exista. Entretanto, todos os três princípios produzem equações de elementos idênticos para materiais elásticos e lineares; assim qual método usar para este tipo de material numa análise estrutural é uma questão de conveniência e preferência pessoal (LOGAN, 2007).

Para o propósito de estender o *FEM* fora do campo de análise da tensão, uma **funcional**⁴ (uma função de outra função ou uma função que tem funções como seus argumentos) análoga ao que será usado com o princípio de mínimo potencial de energia é bastante útil na determinação da matriz de rigidez elementar e equações. A letra π denota a funcional e $f(x, y)$ denota a função f de duas variáveis x e y , tem-se então $\pi = \pi(f(x, y))$, onde π é uma função de uma função f . Uma forma mais geral de funcional depende de duas variáveis independentes $u(x, y)$ e $v(x, y)$, onde as variáveis independentes são x e y nas coordenadas cartesianas, dadas pela 2.3 (LOGAN, 2007).

$$\pi = \int \int F(x, y, u, u_x, u_y, v_x, v_y, u_{xx}, \dots, v_{yy}) dx dy \quad (2.3)$$

⁴ Outra definição de funcional: Uma funcional é uma expressão integral que contém implicitamente equações diferenciais que descrevem o problema. Uma típica funcional é da forma $I(u) = \int F(x, u, u') dx$ onde $u(x)$, x e F são reais e que $I(u)$ também é um número real.

Método Residual de Pesos

O método residual de pesos é útil no desenvolvimento de equações elementares; o método mais popular é o método de Galerkin. Este método produz o mesmo resultado do método de energia onde quer que o método de energia seja aplicável. Eles são especialmente úteis quando uma funcional como a energia potencial não está prontamente disponível. O método residual de pesos permite ao *FEM* ser aplicado diretamente em qualquer equação diferencial (LOGAN, 2007).

Usando qualquer um dos métodos acima citados, produzirá as equações que descrevem o comportamento de um elemento. Estas equações estão escritas na matriz de forma da Equação 2.4 (LOGAN, 2007).

$$\begin{Bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ \vdots \\ f_n \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & \dots & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & \dots & k_{2n} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & \dots & k_{3n} \\ \vdots & & & & \vdots \\ k_{n1} & & & \dots & k_{nn} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ \vdots \\ d_n \end{Bmatrix} \quad (2.4)$$

De forma compacta a matriz é representada de acordo com a Equação 2.5 (LOGAN, 2007).

$$\{f\} = [k] \{d\} \quad (2.5)$$

Onde $\{f\}$ é um vetor de forças nodais dos elementos, $[k]$ é a matriz de rigidez dos elementos (normalmente quadrada e simétrica) e $\{d\}$ é o vetor de incógnitas dos elementos nodais dos graus de liberdade ou deslocamentos generalizados n . Os deslocamentos generalizados podem incluir deslocamentos reais, inclinações, ou mesmo curvaturas (LOGAN, 2007).

Passo 5 - Unir as Equações dos Elementos para obter as Equações Globais ou Totais e Introduzir as Condições de Contorno

Neste passo, as equações de equilíbrio dos elementos nodais individuais do Passo 4 são unidas em equações de equilíbrio de nós globais. Outro método de superposição mais direto (chamado de **método de rigidez direta**), que a base é o equilíbrio da força nodal pode ser usado para obter as equações globais para toda a estrutura. No método de rigidez direta é implícito o conceito de continuidade ou compatibilidade que necessita que a estrutura permaneça unida e que não ocorra falhas dentro da estrutura (LOGAN, 2007).

A união final ou equação global escrita em forma de matriz é dada pela Equação 2.6 (LOGAN, 2007).

$$\{F\} = [K] \{d\} \quad (2.6)$$

Onde $\{F\}$ é o vetor de forças nodais globais, $[K]$ é a estrutura global ou a matriz de rigidez total, (para a maioria dos problemas, a matriz global é quadrada e simétrica) e $\{d\}$ é um vetor de estruturas nodais conhecidas e incógnitas de graus de liberdade ou deslocamentos generalizados. Isto pode ser mostrado que nesta fase, a matriz de rigidez global $[K]$ é uma matriz singular porque seu determinante é igual a zero. Para remover esta singularidade do problema, algumas condições de contorno devem ser invocadas (ou apoios ou suportes) para que a estrutura permaneça no lugar ao invés do movimento como num corpo rígido. Invocando condições de contorno ou apoio resulta na modificação da Eq. 2.6. As cargas aplicadas conhecidas tem sido representadas pela matriz de força global $\{F\}$ (LOGAN, 2007).

Passo 6 - Resolver para as Incógnitas dos Graus de Liberdade (ou Deslocamentos Generalizados)

A Eq. 2.6 modificada para descrever as condições de contorno é um conjunto de equações algébricas simultâneas que podem ser escritas em forma de matriz expandida como na Equação 2.7 (LOGAN, 2007).

$$\begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ \vdots \\ F_n \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & \dots & K_{2n} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & \dots & K_{3n} \\ \vdots & & & & \vdots \\ K_{n1} & & & \dots & K_{nn} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ \vdots \\ d_n \end{Bmatrix} \quad (2.7)$$

Onde n agora é o número total de estruturas dos graus de liberdade nodais das incógnitas. Estas equações podem ser resolvidas pela ds usando o método de eliminação (como o método de Gauss) ou um método iterativo (como o método de Gauss-Seidel). Os ds são chamados de **incógnitas primárias**, porque são as primeiras quantidades determinadas usando *FEM* da rigidez (ou deslocamento) (LOGAN, 2007).

Passo 7 - Resolver para os Elementos de Tensão e Deformação

Para problemas de análise estrutural de tensão, quantidades secundárias importantes de deformação e tensão (ou momento e força de cisalhamento) podem ser obtidos pois eles podem ser diretamente expressos em termos dos deslocamentos determinados no

Passo 6. Relações típicas entre deformação e deslocamento e entre tensão e deformação - como nas Eqs. 2.1 e 2.2 para tensões unidimensionais dada pelo Passo 3 - podem ser usadas (LOGAN, 2007).

Passo 8 - Interpretando os Resultados

O objetivo final é para interpretar e analisar os resultados para o uso no processo de desenho/análise. A determinação da localização na estrutura onde grandes deformações e grandes tensões acontece é geralmente importante nas decisões de desenho/análise. Ao realizar todos estes passos, sendo que a maioria será computacional, serão analisados os deslocamentos e como a estrutura se comporta (os pontos de maior e menor deslocamento), considerando as informações iniciais estabelecidas (LOGAN, 2007). Todos esses passos descrevem elementos unidimensionais ou 2D, os elementos utilizados neste trabalho serão da forma 3D, seu equacionamento se modifica em razão do acréscimo de um plano, representado no Apêndice A.

2.5.2 Vantagens do FEM

Neste método há algumas vantagens que o tornam muito popular. Incluindo as habilidades descritas abaixo (LOGAN, 2007).

1. Modela formatos corporais irregulares com facilidade;
2. Lida com condições de carga gerais sem dificuldade;
3. Modela corpos compostos por diferentes materiais devido à avaliação individual das equações elementares;
4. Lida com um número ilimitado de tipos de condições de contorno;
5. Varia o tamanho dos elementos para tornar possível o uso de pequenos elementos, quando necessário;
6. Altera o modelo de elementos finitos facilmente e sem custos;
7. Inclui efeitos dinâmicos;
8. Lida com comportamento não-linear existente com deformações grandes e materiais não lineares.

A confiança na aceitação do protótipo é aumentada ao se usar o FEM. Se usado propriamente, o método pode reduzir o número de protótipos que são necessários construir. Se alinhando com uma das finalidades deste trabalho proposto, tornar desnecessário a fabricação de moldes para a construção de órteses e suportes podais, reduzindo custos e descrevendo a biomecânica podal de forma mais eficiente.

2.6 Tecnologias Utilizadas

As imagens médicas 3D surgiram em 1972 com o invento da TC (YOO, 2004). Atualmente, outra forma empregada para obter imagens 3D do corpo humano é a RM, que emprega um alto campo magnético em conjunto com ondas de rádio frequência.

Ambas as técnicas geram imagens em formato digital. A maioria das imagens são geradas com o formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (*DICOM*, Imageamento e Comunicações Digitais em Medicina). Uma imagem *DICOM* contem *voxels* e metainformações, como nome do paciente, informações do equipamento e posição da imagem em relação ao espaço (PIANYKH, 2009).

No padrão *DICOM*, cada imagem de TC ou RM representa um “corte” do corpo. A reconstrução 3D é feita por meio do empilhamento desses “cortes”, interpolando os espaços entre eles formando um volume (AMORIM et al., 2011). A partir destas imagens *DICOM* que o projeto será construído.

Para a construção do modelo proposto serão usados três softwares diferentes. O primeiro InVesalius, é um *software* livre usado para reconstruir as imagens de RM ou TC. O segundo Rhinoceros é um *software CAD* usado no período de avaliação para gerar um sólido a partir do modelo reconstruído no InVesalius. O último, ANSYS, é um *software* de análise usado para analisar a estrutura do sólido gerado com *FE*.

2.6.1 InVesalius

InVesalius é um *software* livre, cuja licença é a *General Public License* (*GNU*, Licença Pública Geral) versão 2. O *software* é desenvolvido na linguagem de programação *Python*. *Python* é uma linguagem multi-paradigma, pois permite o uso dos paradigmas orientado a objeto, procedural e funcional (AMORIM et al., 2011).

Para iniciar a operação do *software* são carregados os dados de entrada que podem ser do formato *DICOM* ou *Analyze*. O InVesalius suporta imagens de TC e RM (AMORIM et al., 2011).

As imagens iniciadas são convertidas em uma matriz com três dimensões. Essa matriz é mantida numa estrutura *memmap* em um arquivo em disco e mapeada em memória *Random Access Memory* (*RAM*, Memória de Acesso Aleatório) por meio da chamada de sistema *mmap*, comum a vários sistemas operacionais. Assim, apenas os dados da matriz necessários são mantidos em memória. Quando outros dados forem necessários, eles são trazidos do arquivo em disco para a memória *RAM*. Essa estratégia permite que arquivos de exames médicos com grande quantidade de fatias ocupem menos memória do que se todas as fatias fossem carregadas na memória (KINSER, 2010).

Após o carregamento das imagens, o usuário tem acesso à visualização do exame e

várias ferramentas. É possível visualizar o exame percorrendo suas fatias, nas orientações axial, sagital, coronal e também visualizar sua reconstrução 3D.

O InVesalius conta com duas técnicas de segmentação: *threshold* e manual. Na técnica de *threshold*, apenas os *voxels* com valores entre um mínimo e um máximo são selecionados de acordo com a Figura 5. Na manual é possível selecionar, interativamente *voxels* de interesse.

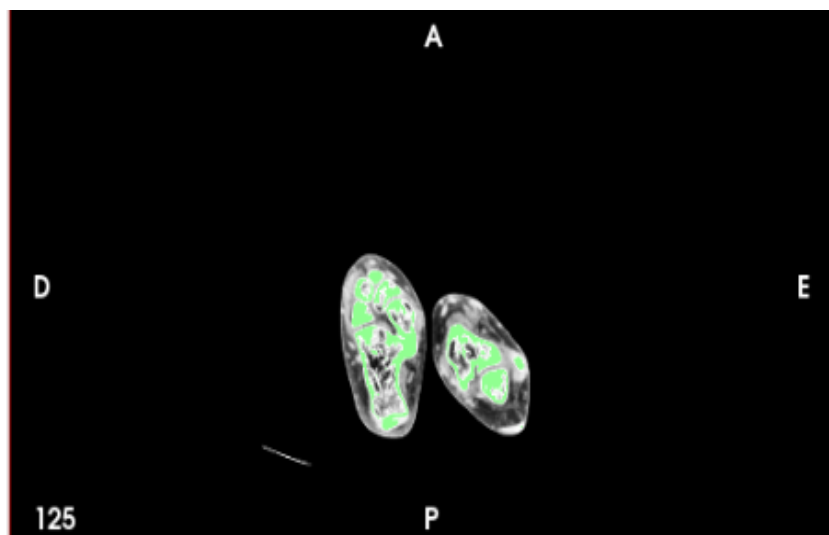


Figura 5: Imagem de TC no corte axial do pé com limiar para osso (verde, em destaque).

O InVesalius tem sido bem aceito tanto no Brasil quanto no exterior, pela sua grande versatilidade e aplicação em outras áreas do conhecimento ([AMORIM et al., 2011](#)).

2.6.2 Rhinoceros

O Rhinoceros é um *software* de modelagem NURBS que combina a precisão das tradicionais tecnologias *CAD* e *Computer Aided Manufacturing* (*CAM*, Produção Assistida por Computador) com a flexibilidade de curvas e superfícies, para poder criar objetos de formas simples ou complexas. As superfícies *NURBS* são utilizadas para representar formas orgânicas com precisão, incluindo curvas, superfícies abertas, fechadas e com buracos além de sólidos (modelos fechados formados por uma ou mais superfícies coladas nas suas arestas). O *software* permite trabalhar diretamente nas superfícies, permitindo que modelos sólidos possam ser separados, editados e unidos novamente. Há a possibilidade de se trabalhar com malhas (*mesh*) para integração com outros *softwares* ([MCNEEL, 2008](#)).

NURBS significa *Non-Uniform Rational Basis Splines*, e é um tipo de estrutura de modelagem tridimensional na forma de representação gráfica de uma função matemática e define com precisão qualquer forma desde uma simples linha 2D, círculo, arco ou cubo até a mais complexa superfície ou qualquer outro sólido de forma orgânica 3D. A modelagem

NURBS pode ser usada para ilustrações, animações, desenvolvimento e fabricação de produtos ([MCNEEL, 2008](#)).

2.6.3 ANSYS

O software ANSYS é o pacote mais avançado para simulações simples e multifísicas, contendo ferramentas de aprimoramento e habilidades que permitem ao usuário completar seu projeto de forma mais eficiente. Ele conta com uma tecnologia de resolução nativa e física integrada para simulações complexas, tecnologia integrada customizável de malhas para física e Dinâmica Computacional dos Fluidos (*CFD, Computational Fluids Dynamic*) ([ALAWADHI, 2009](#)).

O ANSYS pode solucionar problemas estruturais, termais, fluidos, acústicos e multifísicos. Na aplicação do projeto, somente é usada a análise estrutural, que pode ser do tipo linear, geométrica e materiais não lineares, contato, estática, dinâmica, transiente, frequências naturais, resposta harmônica, resposta do espectro, vibrações aleatórias e de otimização topológica ([ALAWADHI, 2009](#)). Neste projeto será usada a análise estática para simulação do pé e tornozelo, considerando o paciente em posição neutra.

3 Metodologia

O sistema proposto conta com três etapas principais. A primeira é a reconstrução de imagens de Ressonância Magnética (RM) ou de Tomografia Computadorizada (TC) em uma superfície tridimensional (3D) e sua exportação para um *software* e para um programa *Computer Aided Design* (CAD, Desenho Assistido por Computador). A segunda etapa consiste na reestruturação da superfície importada para um sólido fechado que onde sua estrutura possa ser analisada. A última etapa é a análise da estrutura gerada usando Elementos Finitos (*FE*, *Finite Element*).

3.1 Fluxograma do Funcionamento Geral

Para elucidar o funcionamento do sistema proposto, da mesma forma como o projeto se estruturará, é mostrada na Figura 8 o fluxograma das etapas de funcionamento, que descreve o funcionamento do Método de Elementos Finitos (*FEM*, *Finite Element Method*) bem como as etapas de reconstrução das imagens e de adequação da estrutura.

A primeira etapa é a inserção dos dados iniciais que serão analisados. Neste projeto, são utilizadas imagens de TC do pé e do tornozelo de um paciente adulto obtidas em 2006 (nas metainformações das imagens não constava idade nem sexo do paciente). No total são 250 cortes feitos no exame, conforme é mostrado na Figura 6, onde os dados foram extraídos pelo programa InVesalius.

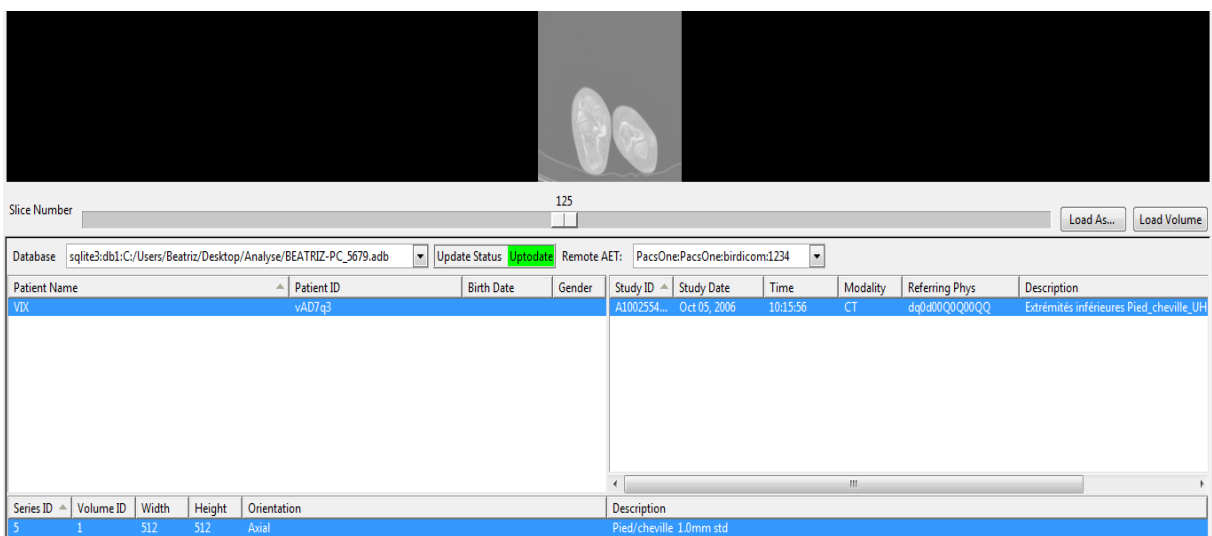


Figura 6: Metainformações das imagens de TC utilizadas durante o trabalho.

Após a entrada dos 250 cortes no programa de segmentação (InVesalius), são mos-

trados os cortes: axial, coronal e sagital e a imagem 3D, de acordo com a Figura 7. Neste ponto é possível ajustar o *threshold* (limiar) para mostrar partes específicas da estrutura analisada, como os ossos, pele e tecidos moles.

Feita essa segmentação nas imagens e extraídas as partes de interesse (ossos e tecidos moles), é feita a exportação da estrutura 3D de interesse para o *software CAD* (Rhinoceros). Onde a estrutura importada como uma malha, será modificada de forma a minimizar os buracos, orientações das malhas e tornar a *mesh* numa estrutura poligonal para ser analisada.

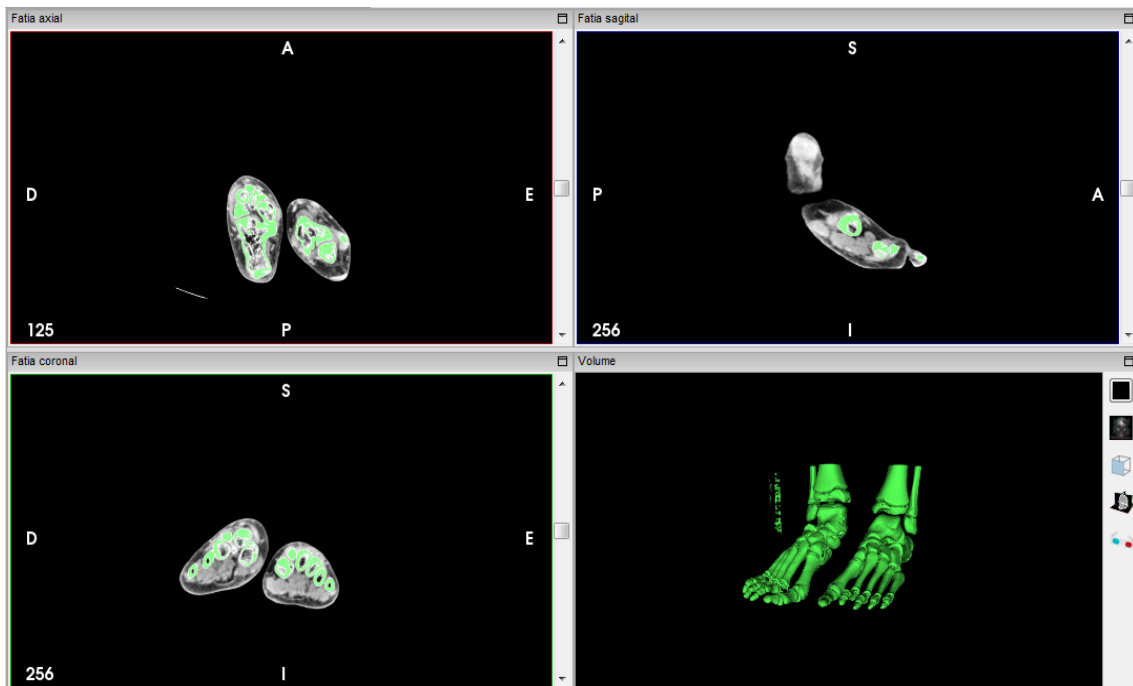


Figura 7: Cortes axial, coronal e sagital das imagens de TC e o modelo 3D reconstruído a partir das mesmas.

Com o polígono modificado, o mesmo será importado no *software* de análise ANSYS onde serão colocados materiais com constantes iguais aos tecidos que estão sendo analisados (ossos e tecidos moles). A análise feita é estática, portanto a parte podal que é apoiada completamente durante a marcha receberá limitações nas faces em que o pé é apoiado no solo e são colocadas forças onde durante a marcha é feito maior esforço. A análise mostrará os pontos que recebem maior deformação durante a marcha.

O resultado da análise será guardado para posterior uso, na fabricação de suportes podais ou para correção da marcha, finalizando o sistema proposto.

Os blocos de processamento do funcionamento geral do sistema proposto (Fig. 8) estão divididos no desenho da geometria (reconstrução das imagens), os elementos a serem usados e a aplicação do *FEM* (a qual segue os passos ilustrados no Capítulo 2 e equacionamento do Apêndice A).

3.2 Materiais Utilizados

As propriedades dos materiais utilizados e os tipos de elementos são descritos na Tabela 2. A Tab. 2 será usada ao se estabelecer os tipos dos materiais da estrutura biológica, uma das condições iniciais do Método de Elementos Finitos (*FEM*, *Finite Element Method*). O *FEM* é aplicado com maior frequência em análises estruturais de sólidos (peças e construções), portanto, nos *softwares* atuais que empregam este método, os materiais nativos do programa são metais, cerâmicas e polímeros. Os materiais biológicos como ossos, pele, tecidos moles não são encontrados em tais programas, sendo necessário ao se utilizar destes componente introduzir manualmente suas características, como o módulo de elasticidade ou Young E e o coeficiente de Poisson ν , caracterizados na Tab. 2.

Tabela 2: Propriedades dos materiais biológicos e tipos dos elementos no modelo de *FE* (CHEUNG; ZHANG, 2005).

Componente	Tipo de Elemento	Módulo de Young E (MPa)	Coeficiente de Poisson ν	Área (mm^2)
Estrutura Óssea	3D tetraédrico	7300	0.3	-
Tecidos Moles	3D tetraédrico	0.15	0.45	-
Cartilagem	3D tetraédrico	1	0.4	-
Ligamentos	Somente tensão no suporte	260	-	18.4
Fascia	Somente tensão no suporte	350	-	290.7
Sola	3D sólido	0.3, 1.0, 1000	0.4	-

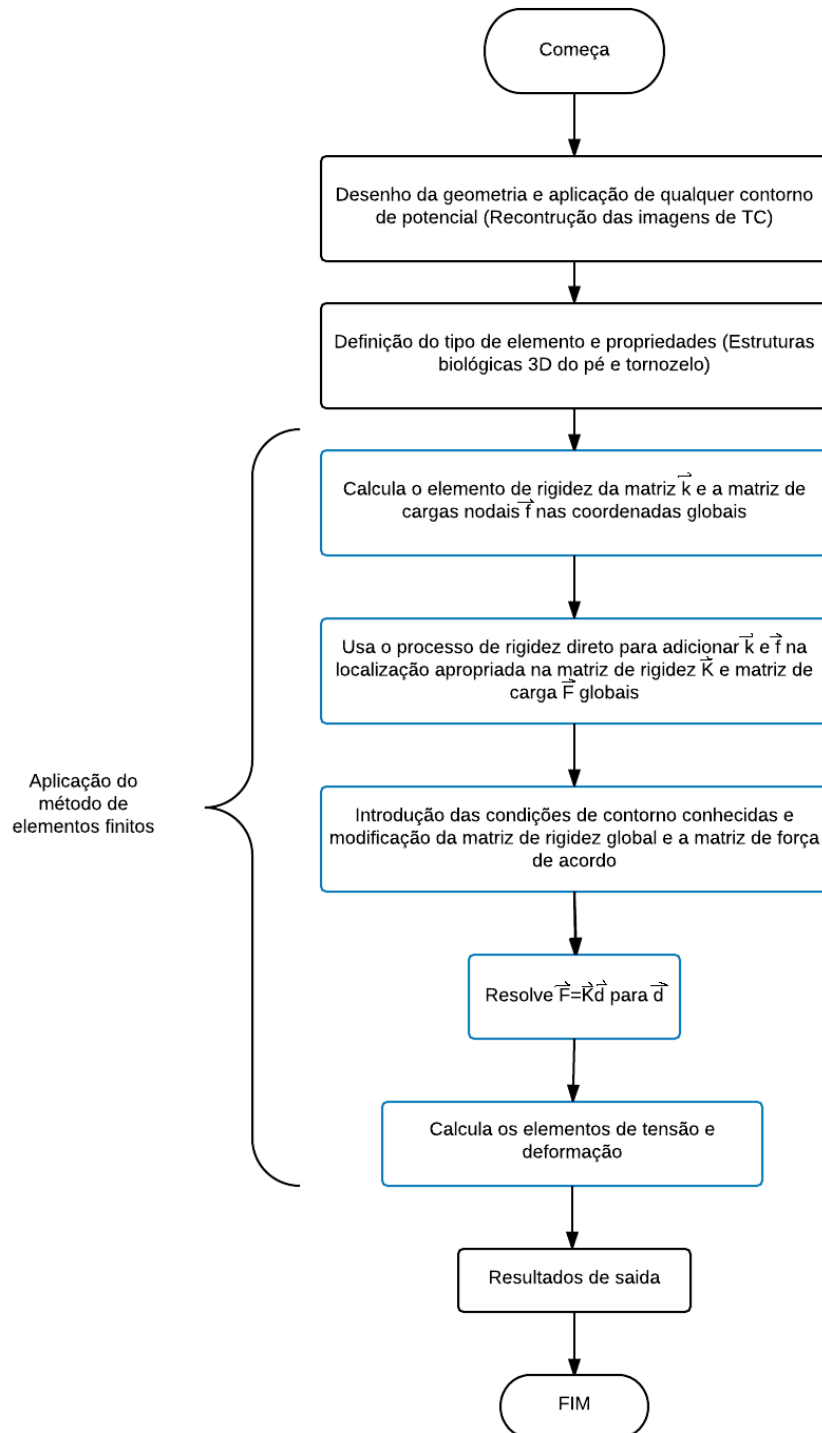


Figura 8: Fluxograma de funcionamento geral do sistema pé-tornozelo computacional.

4 Resultados

O projeto desenvolvido conta com três partes principais: a reconstrução das imagens de Tomografia Computadorizada (TC) em um modelo tridimensional (3D), a modificação desta estrutura para minimizar problemas e o custo computacional e a análise usando o Método de Elementos Finitos (*FEM*, *Finite Element Method*) para mensurar o deslocamento da estrutura de acordo com as condições estabelecidas. Neste capítulo, serão abordadas detalhadamente estas partes, que compõem os resultados do projeto.

4.1 Reconstrução das Imagens Médicas

Para obter o modelo tridimensional inicial, foram usadas imagens de TC de um ser humano adulto dos pés e tornozelos. No total são 250 cortes no formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (*DICOM*, Imageamento e Comunicações Digitais em Medicina) usadas neste trabalho extraídas do exame de TC, sendo que os pés e tornozelos usados são de um indivíduo saudável. A aplicação deste trabalho é para pacientes com diabetes, que tenham a neuropatia do pé diabético, embora para validar o método foi usado um paciente saudável.

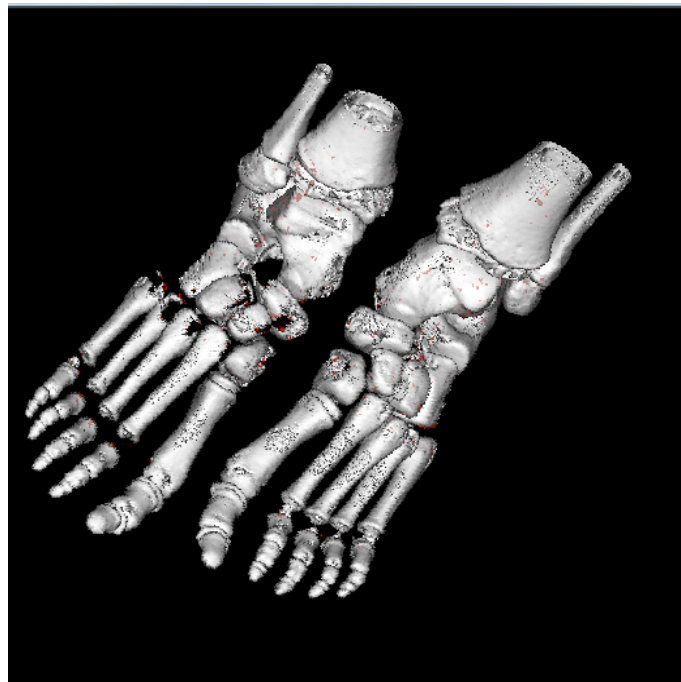


Figura 9: Imagem 3D de reconstrução das imagens de TC com ênfase nos ossos.

Para analisar computacionalmente os pés e tornozelos a partir de imagens médicas,

é preciso combiná-las para reconstruir a parte anatômica examinada. Diversos softwares trabalham com esta reconstrução e devido às facilidades, foram testados dois *softwares* diferentes para executar esse procedimento, o Analyze (versão 12.0, com licença para teste) e o InVesalius (versão 3.0 *software* livre). O primeiro foi testado para avaliar suas limitações, ferramentas e capacidade de salvar na extensão em que um *software Computer-Aided Design* (CAD, Desenho Assistido por Computado) possa ler o arquivo. É possível ver na Figura 9 uma tentativa de separar os ossos das demais estruturas podais, adequando o limiar a um intervalo que possa manter intacta a estrutura. Para exportar os dados, foi pensada numa estrutura com três objetos distintos (separando a pele, dos tecidos moles dos ossos), de acordo com as Figuras 11 e 12. As demais representações, nas Figuras 10 e 13, são apenas visualizações da reconstrução dos cortes evidenciando os tecidos moles e a estrutura interna.

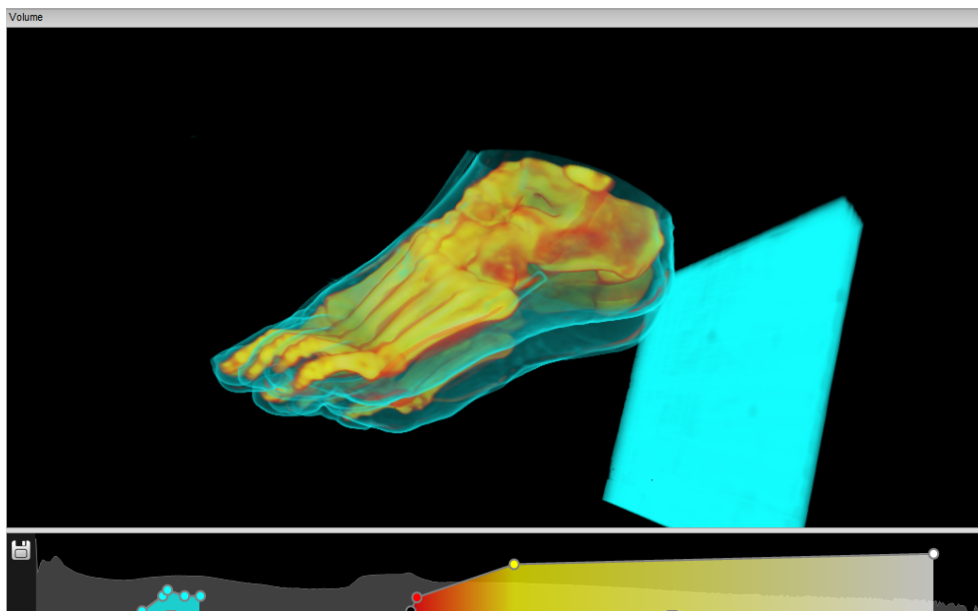


Figura 10: Visualização 3D da estrutura total do pé e calcanhar reconstruída a partir de imagens de TC.

Como o Analyze não tinha uma reconstrução tão precisa das estruturas internas, como mostrado na Fig. 9 e nem a opção de salvar o arquivo na extensão usada pelo *software CAD* adotado, foi usado um segundo programa de reconstrução, o InVesalius. Ele é um *software* livre, que tem uma interface intuitiva e facilita o uso dos *thresholds* (limiares) para separação de diferentes partes da imagem 3D reconstruída, sem comprometer a anatomia. Foram divididas duas regiões distintas do pé e tornozelo, os ossos na Figura 15 e a parte externa na Figura 16 (aqui chamada de pele), para união das estruturas e exportação para os demais segmentos do projeto. Na região dividida do osso, o limiar utilizado foi de 226 a 1693 *voxels* para extrair a parte anatômica desejada. Já na parte dos tecidos moles o limiar utilizado foi de -700 até 225.



Figura 11: Visualização 3D com realce para os ossos e tecidos moles de imagens de TC reconstruídas.

Na Figura 13, é possível visualizar a união das duas estruturas e o realce das partes utilizadas nos cortes axial, sagital e coronal. Esta estrutura foi exportada com a extensão *stl*, que é lido no Rhinoceros, o *software CAD*.

É possível ver que ao fazer o exame de TC, algumas estruturas não biológicas são também inseridas nas projeções obtidas, como os apoios do corpo e as linhas guias das partes corporais. Para a aplicação deste trabalho, estas estruturas são indesejadas, pois a análise se faz somente às regiões corporais. Na reconstrução das imagens, com os softwares supracitados, não é possível encontrar um limiar de *voxels* que exclua estas estruturas e ao mesmo tempo mantenha intacta a parte anatômica. Desta forma, nesta parte será dada prioridade à reconstrução das partes anatômicas biológicas de modo que elas mantenham ao máximo suas características, mesmo que para isso inclua também as estruturas utilizadas para fazer o exame.

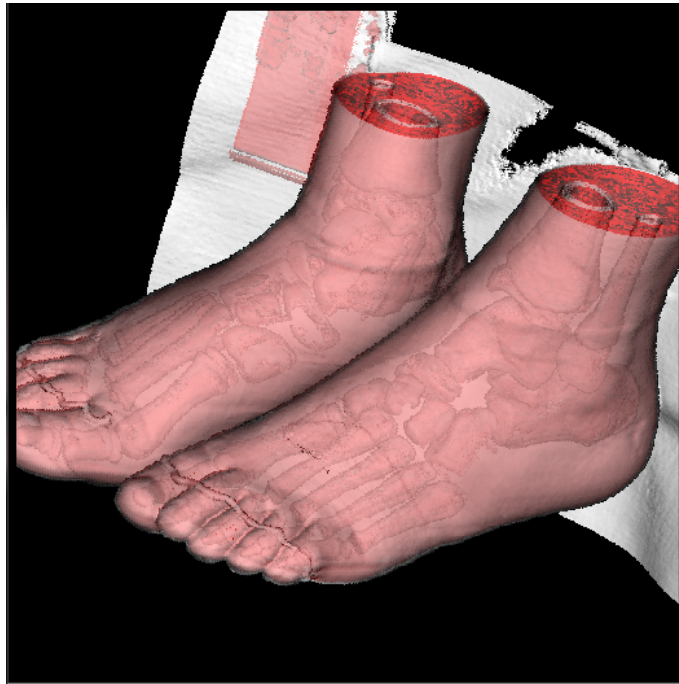


Figura 12: Imagem 3D com diferenciação da pele, tecidos moles e ossos reconstruídos de imagens de TC.



Figura 13: Imagem 3D com destaque para os tecidos moles de imagens de TC reconstruídas.



Figura 14: Visualização 3D com ênfase nos tecidos moles reconstruídos de imagens de TC.

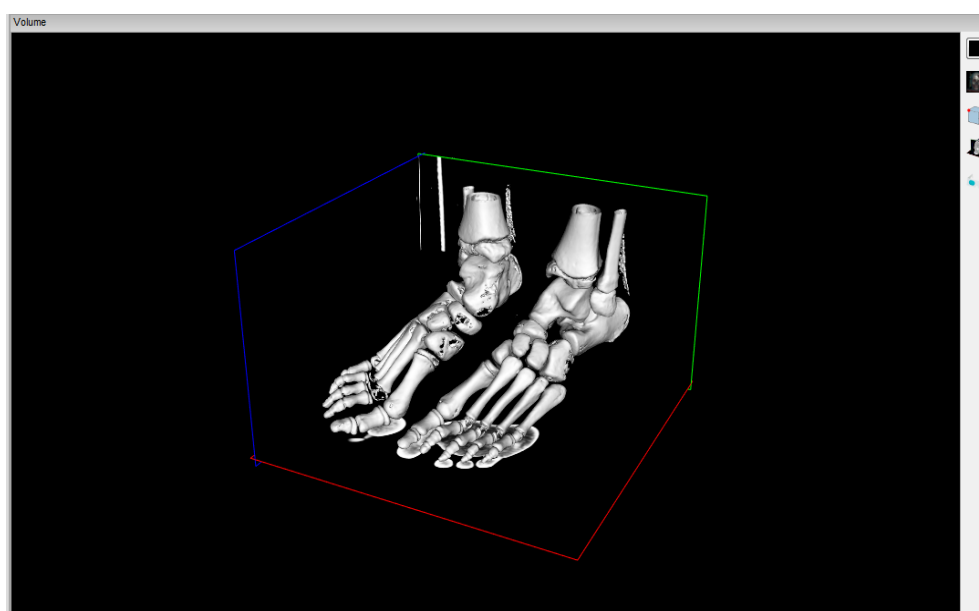


Figura 15: Imagem 3D com separação do osso das demais estruturas biológicas reconstruídas de imagens de TC.

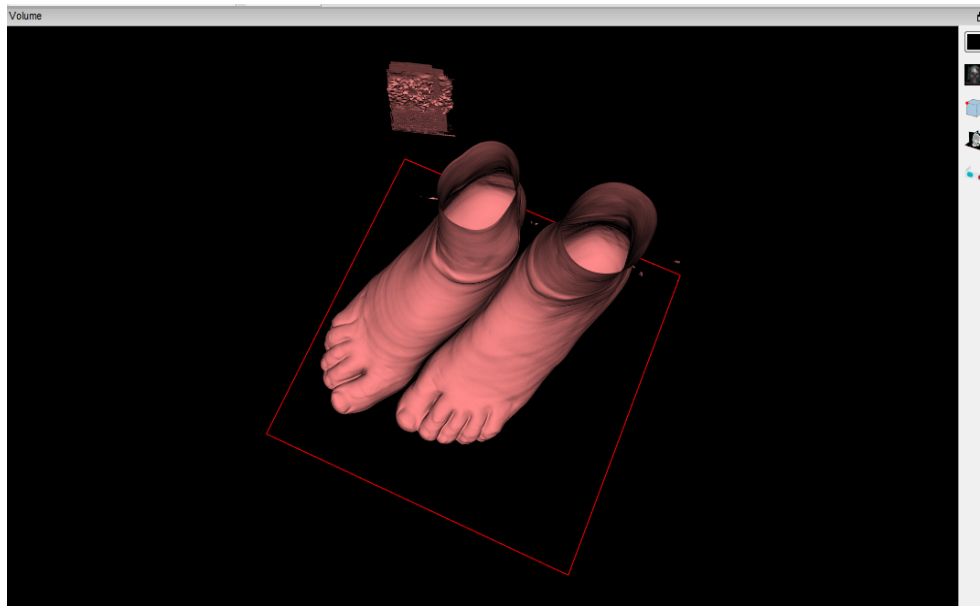


Figura 16: Imagem 3D com separação da pele das demais estruturas biológicas reconstruídas de imagens de TC.

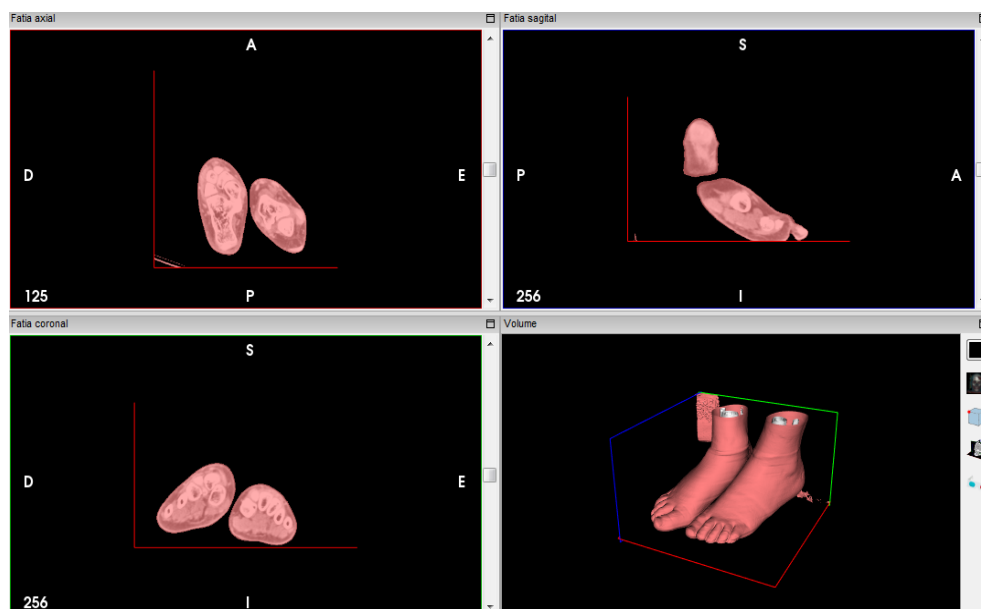


Figura 17: Visualização dos cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D das imagens de TC a ser exportada pelo InVesalius.

4.2 Modificação da Estrutura 3D

A imagem 3D reconstruída a partir das imagens de TC, é importada pelo *software CAD* Rhinoceros. Sua utilização se deve ao fato de sua interface clara e mais especificamente à ferramenta *Non-Uniform Rational Basis Splines (NURBS)*, que permite uma representação clara de estruturas orgânicas. O *software* Rhinoceros versão 5, foi usado com a licença de teste.

O modelo 3D importado (Figura 18), contém informações desnecessárias e além disso o Rhinoceros no momento de importação reconhece como uma estrutura com um número muito grande de malhas. Ao importar, dois objetos distintos são importados, o osso e a pele (estrutura que reveste o pé), de acordo com a Figura 19. Na Fig. 19 mostra o pé importado como sendo o pé da direita (ossos + pele), o mais escuro devido à quantidade de malhas ali presente, o pé da esquerda é um pé com um número reduzido de malhas e ajustado.

A redução de malhas se faz necessária para reduzir o custo computacional ao se analisar esta estrutura. Foi preciso limpar o modelo importando, retirando as estruturas indesejadas, fechando os buracos existentes no modelo e alinhando as malhas e as reduzindo para tornar este um modelo de polisuperfícies. Reduzir o número de malhas também significa reduzir a autenticidade com o modelo real, é preciso minimizar as malhas de forma com que elas não percam nenhuma informação da estrutura. Foram testados vários números de malha para redução, até que visualmente nenhuma estrutura tenha sido comprometida.

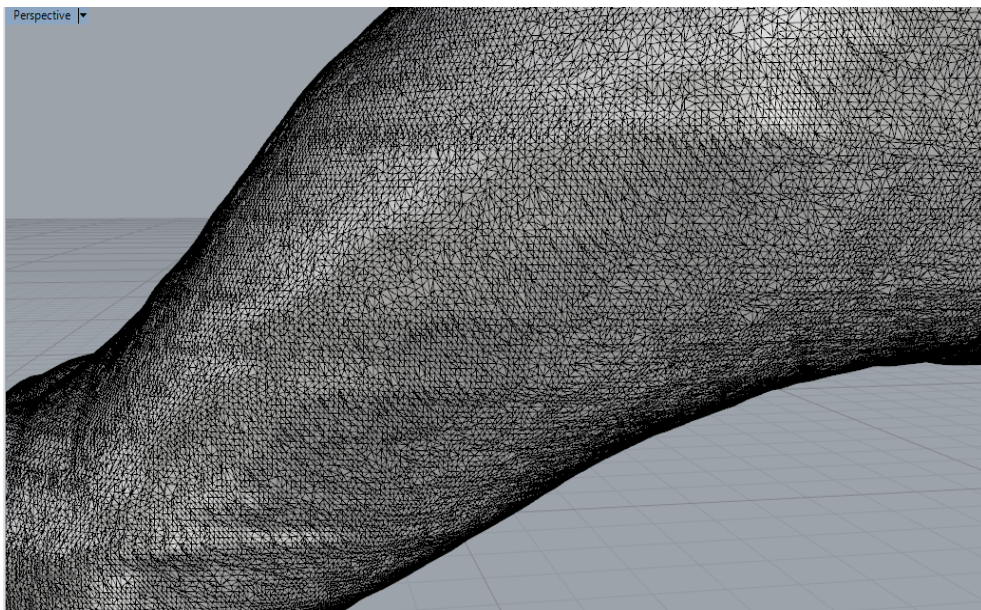


Figura 18: Imagem 3D do pé e tornozelo direito importado do InVesalius, com ênfase nas malhas (tamanho original de faces).

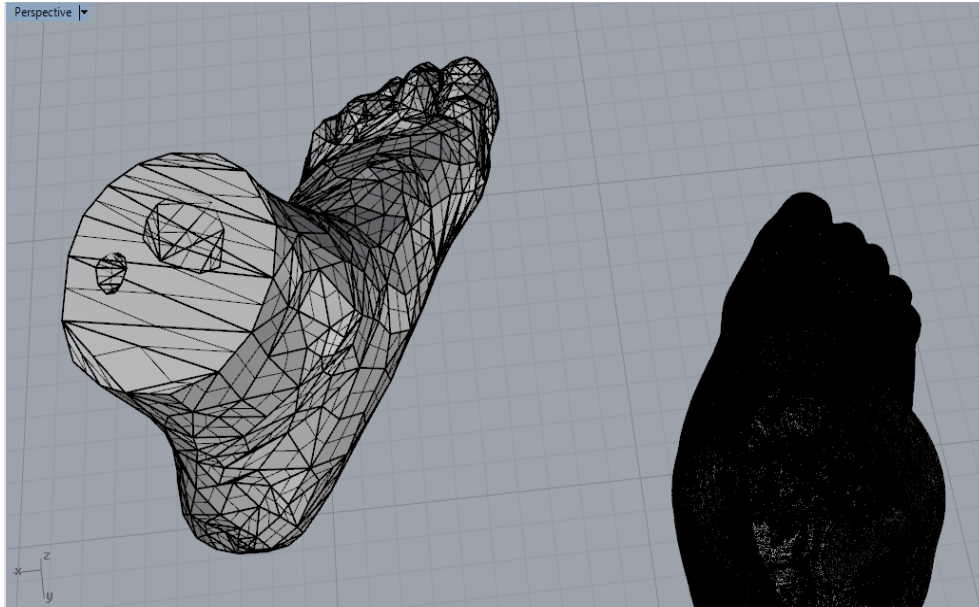


Figura 19: Visualização 3D do pé e tornozelo direito e esquerdo, no direito não há redução de vértices (malha original) e no esquerdo há a redução para 10000 faces (malha reduzida).

Na Figura 22, é possível ver à direita uma parte da malha original, com 448414 faces e à esquerda a malha do osso reduzida à por volta de 100000 faces (o usuário entra com o valor que quer de faces, mas o *software* calcula um valor que não prejudique a estrutura). Já na Figura 23 a malha que estava com 100000 faces foi reduzida para 10000. Este valor de redução foi pensado pois esta estrutura se compõe somente do osso, ainda seria adicionada a pele e o outro pé (por volta de 40000 faces). No Ansys, quando o sólido tem mais de 100000 faces o carregamento da imagem se torna moroso, travando na análise, sendo este o limite para a importação. A Figura 24 mostra o limite de redução das malhas, do lado direito um pé com 10000 faces, do lado esquerdo aproximadamente 400000 faces e no centro 1000 faces (prejudicando a anatomia). A Figura 25 mostra a pele e os ossos com a malha reduzida e transformados em polisuperfícies.

Na representação das Figuras 20 e 21, é mostrada toda a estrutura a ser exportada (pele preenchida + ossos) em amarelo esta a estrutura óssea.

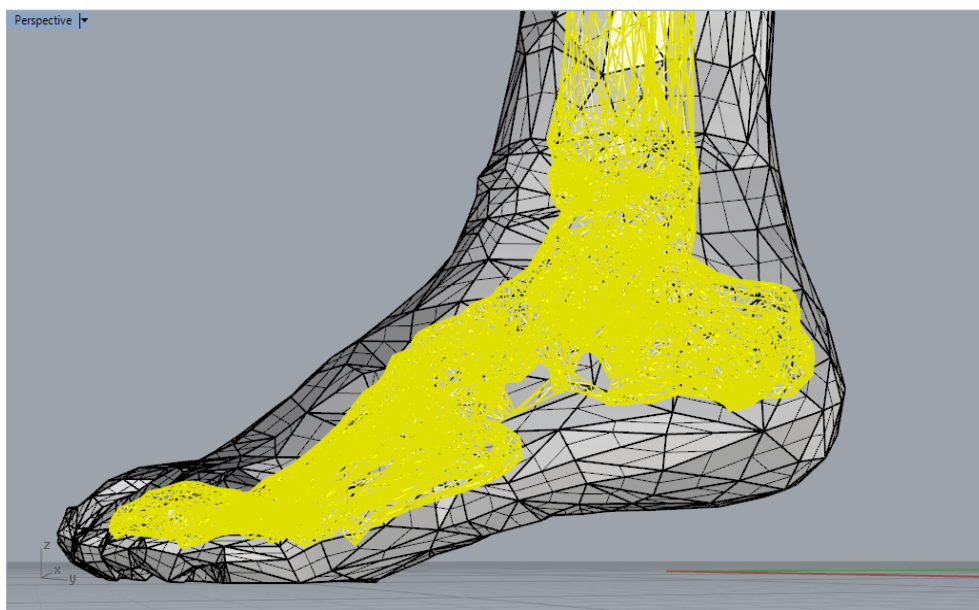


Figura 20: Imagem 3D do pé e tornozelo esquerdo com destaque para os ossos (em amarelo), faces reduzidas para 10000 (malha reduzida).

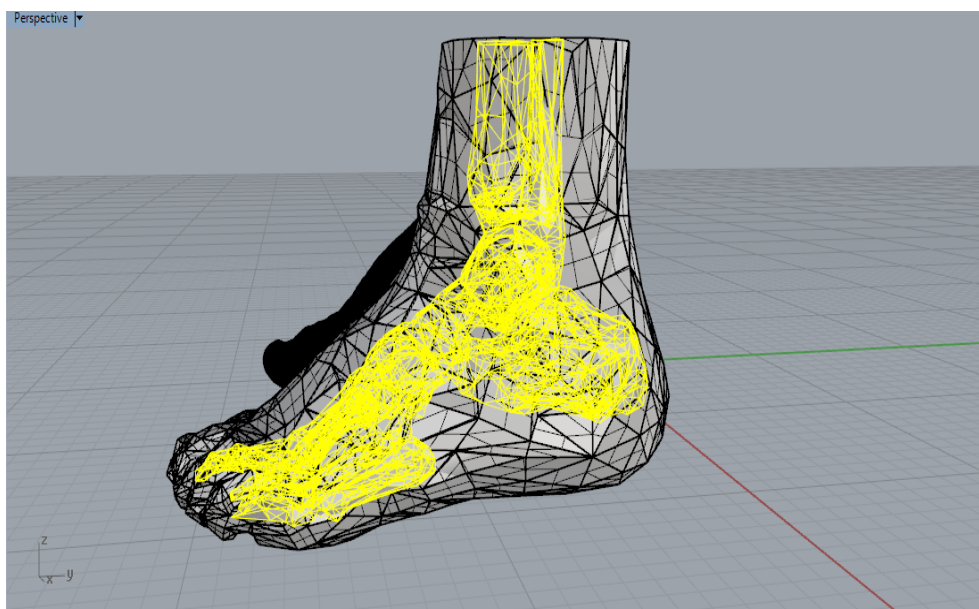


Figura 21: Imagens 3D do pé e tornozelo direito e esquerdo, sendo que o esquerdo tem destaque para os ossos (em amarelo) e faces reduzidas para 10000 e o direito constitui-se da malha original importada (sem redução de vértices).

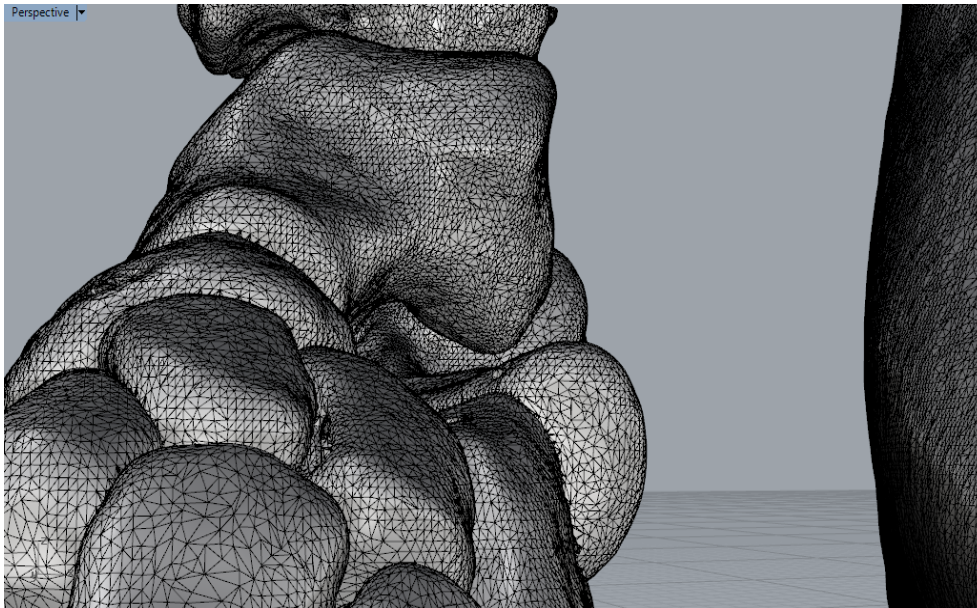


Figura 22: Visualização 3D do pé com destaque para a estrutura óssea com faces reduzidas para 100000 (malha reduzida). À direita na imagem, parte do pé direito sem redução de malhas (faces originais).

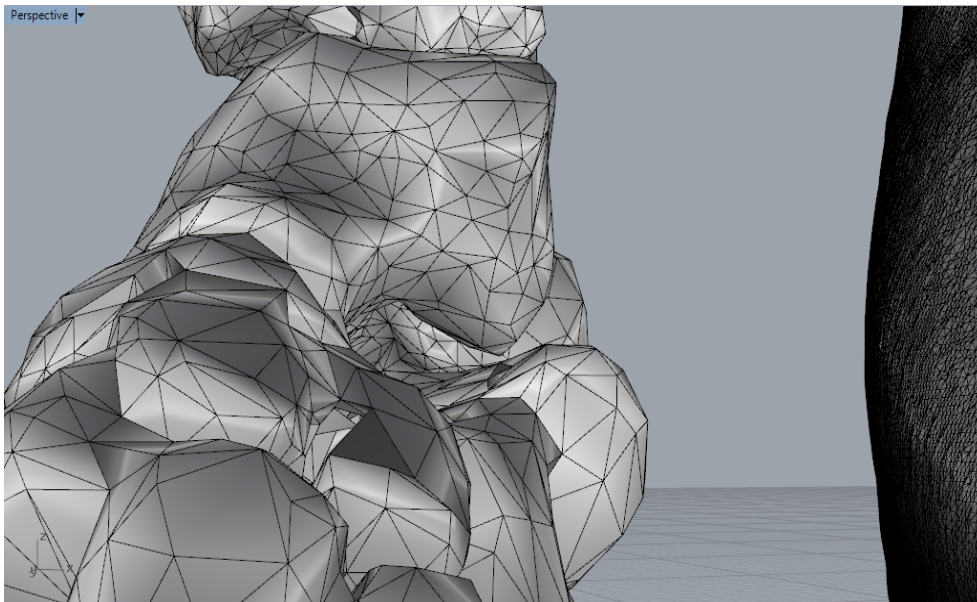


Figura 23: Visualização 3D do pé com destaque para a estrutura óssea com faces reduzidas para 10000 (malha reduzida). À direita na imagem, parte do pé direito sem redução de malhas (faces originais).

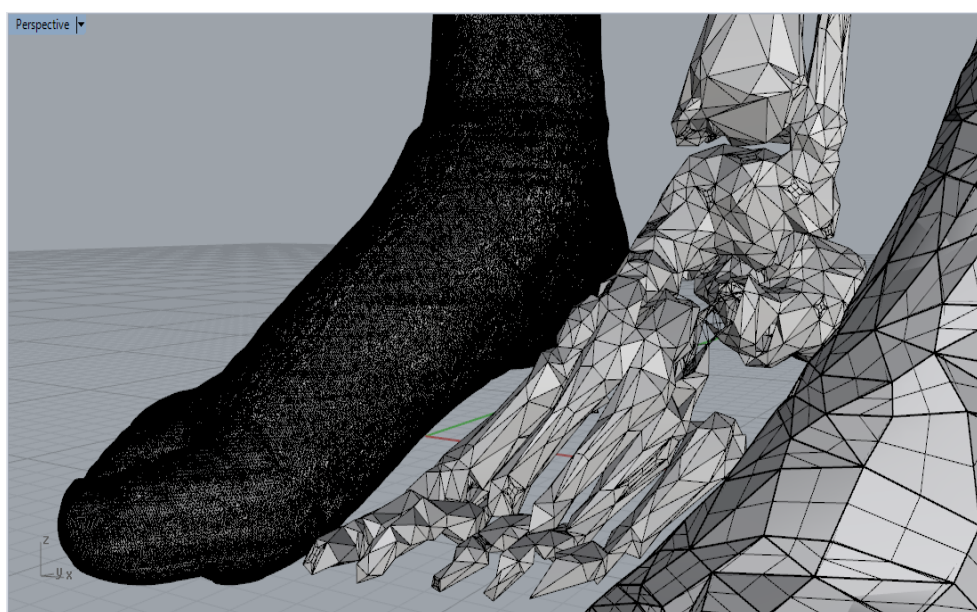


Figura 24: Visualização 3D de três tamanhos de faces diferentes para a estrutura podal. À esquerda, pé e tornozelo sem redução de malhas (faces originais). Ao centro, com realce para os ossos, o número de faces foi reduzido para 10000 (malha reduzida). À direita, parte da estrutura podal, com redução do número de faces para 10000 (malha reduzida).

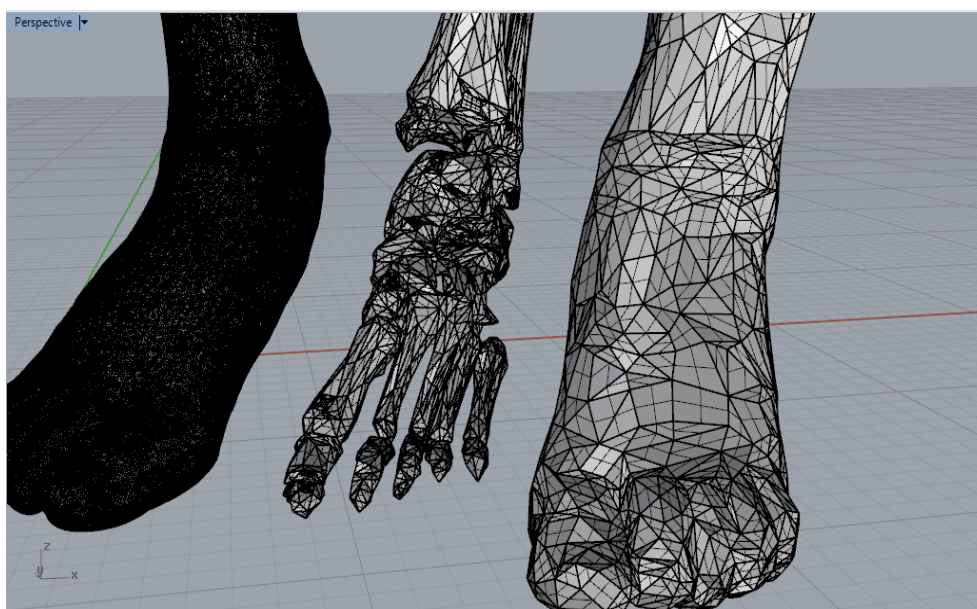


Figura 25: Visualização 3D de três tamanhos de faces diferentes para a estrutura podal, com vista frontal. À esquerda, pé e tornozelo sem redução de malhas (faces originais). Ao centro, com realce para os ossos, o número de faces foi reduzido para 10000 (malha reduzida). À direita, parte da estrutura podal, com redução do número de faces para 10000 (malha reduzida).

4.3 Análise do Polígono

Toda a estrutura foi trabalhada de forma a facilitar a análise, tendo em consideração que o ANSYS utiliza um método computacional para resolver as equações anteriormente expostas e quanto maior for o número de face, maior consequentemente será o número de nós para análise e as matrizes aumentarão em igual proporção, elevando também o custo computacional. Já importado dentro do ANSYS, há a possibilidade de colocar novas malhas, subdividindo as anteriores ou trabalhar com as malhas existentes, foi escolhido trabalhar com as malhas anteriormente definidas de modo que não perca o trabalho executado previamente. O *software* de análise ANSYS versão 16.2 com licença de teste, foi escolhido pela sua versatilidade de análise, tanto dinâmica quanto estática de estruturas sólidas ou de fluidos.

Para fazer a análise podal foi pensada numa pessoa estática com o apoio duplo inicial, ou seja, os dois pés completamente apoiados ao chão. As faces podais que tocam o solo nesse momento serão restringidas de movimento, de acordo com a Figura 26. Para a simulação será considerado apenas um dos pés, uma vez que os dois pés das projeções obtidas são iguais, não se fazendo necessário uma análise dos dois pés.

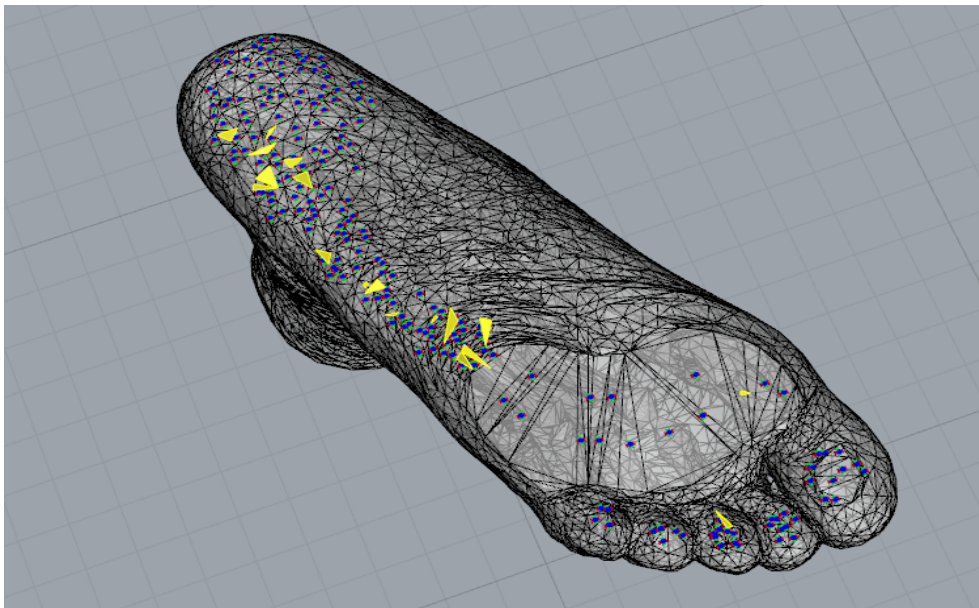


Figura 26: Regiões que foram colocados apoios relativos ao apoio na marcha na malha de 100000 faces.

A lista de materiais do ANSYS não contem os materiais orgânicos, para tal foram definidos valores encontrados na literatura para o *Módulo de Young* e o *Coefficiente de Poisson*, constantes que caracterizam o material.

Para uma simplificação do modelo, a parte óssea foi unida e considerada como um único elemento. Para a estrutura óssea foi utilizado 7300 MPa no módulo de Young e

0.3 para o coeficiente de Poisson. Nos tecidos moles foi utilizado 0.15 MPa no módulo de Young e 0.45 para o coeficiente de Poisson.

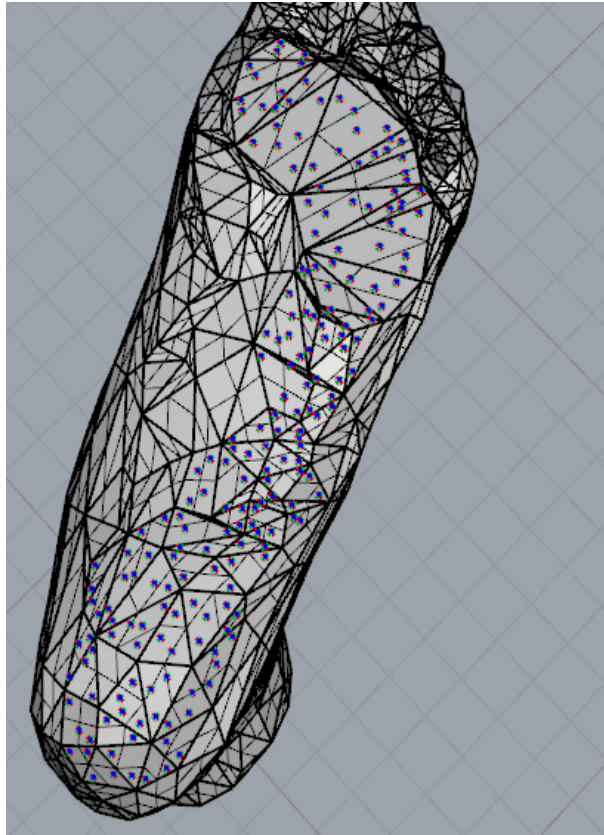


Figura 27: Regiões que foram colocados apoios relativos ao apoio na marcha na malha de 10000 faces.

A força aplicada no modelo, de acordo com a Figura 28, se deve aos pontos em que é aplicada maior força quando a pessoa está estática. A força quando a pessoa está em repouso se deve à força peso em que ela está submetida calculada como $P = mg$, como nas informações metafísicas não é dada a massa da pessoa, será considerada a massa de um homem adulto $m = 80kg$, considerando a aceleração da gravidade como $g = 9.8m/s^2$, a força peso é de $784N$, distribuída uniformemente nas faces do corte do tornozelo. Os apoios, que são uma das entradas necessárias ao *FEM* são posicionados de acordo com a Figura 27.

A partir desse restrição do movimento das partes do modelo e aplicação das forças é que se verifica a distribuição do deslocamento na estrutura, na Figura 30 e 31. Os pontos de maior e menor deslocamento podem ser visualizados na Figura 29.

Dentro do Ansys, é possível fazer uma série de visualizações da estrutura que foi importada, como é mostrado na Figura 32.

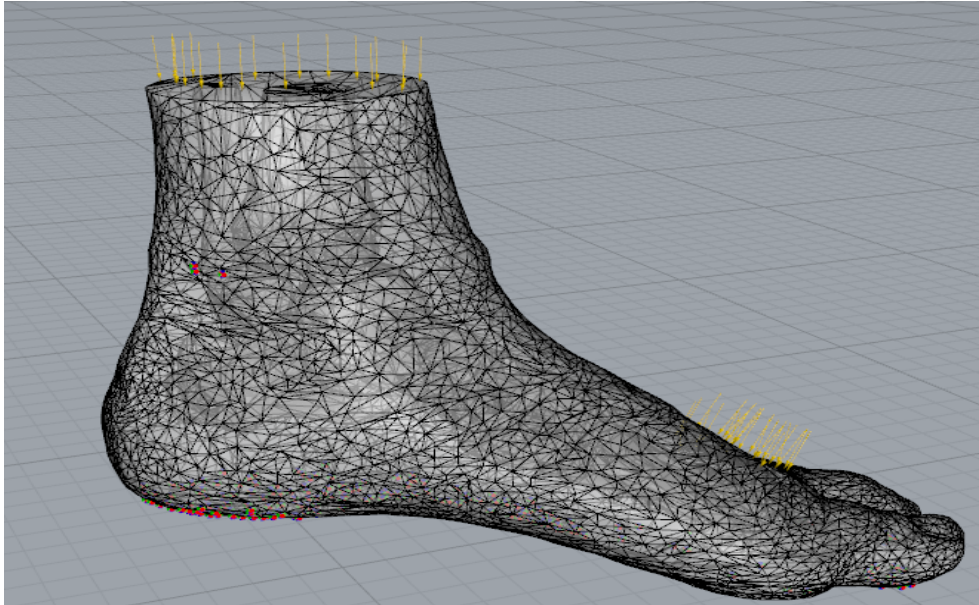


Figura 28: Pontos de colocação das forças quando o paciente esta estático.

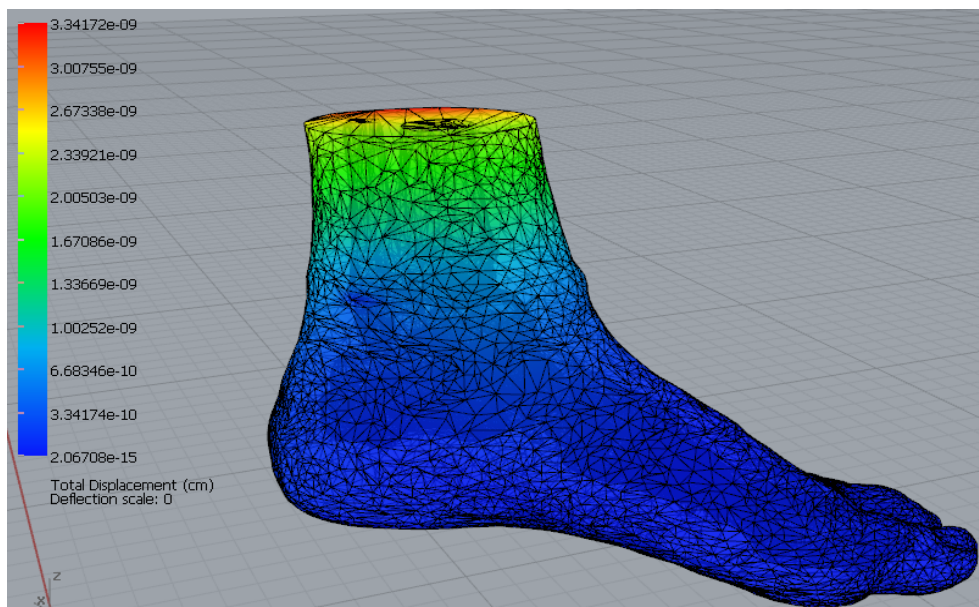


Figura 29: Análise do deslocamento na estrutura podal verificando os pontos de maior e menor deslocamento.

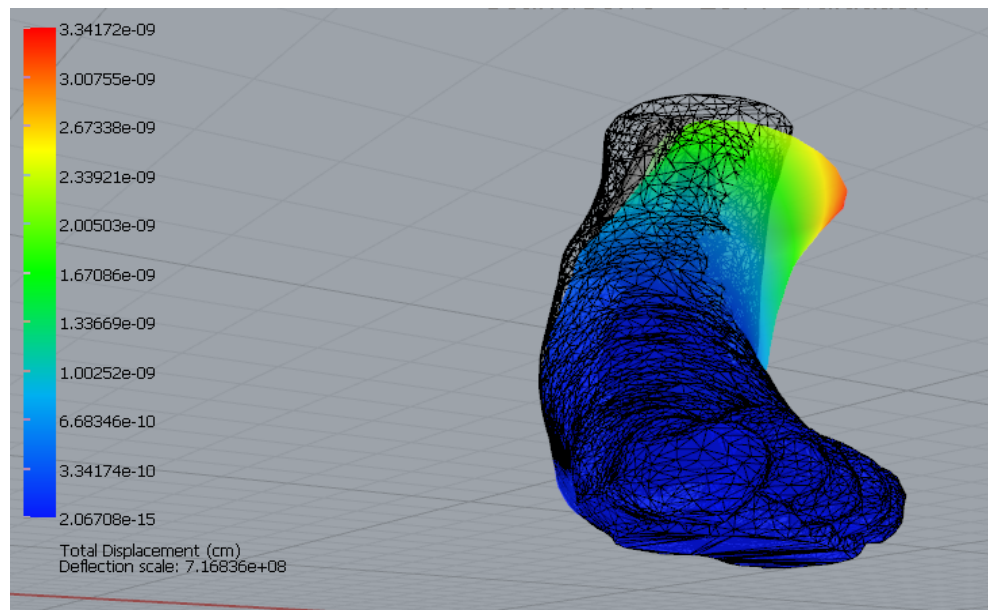


Figura 30: Análise do deslocamento na estrutura podal verificando o local que a estrutura se deforma.

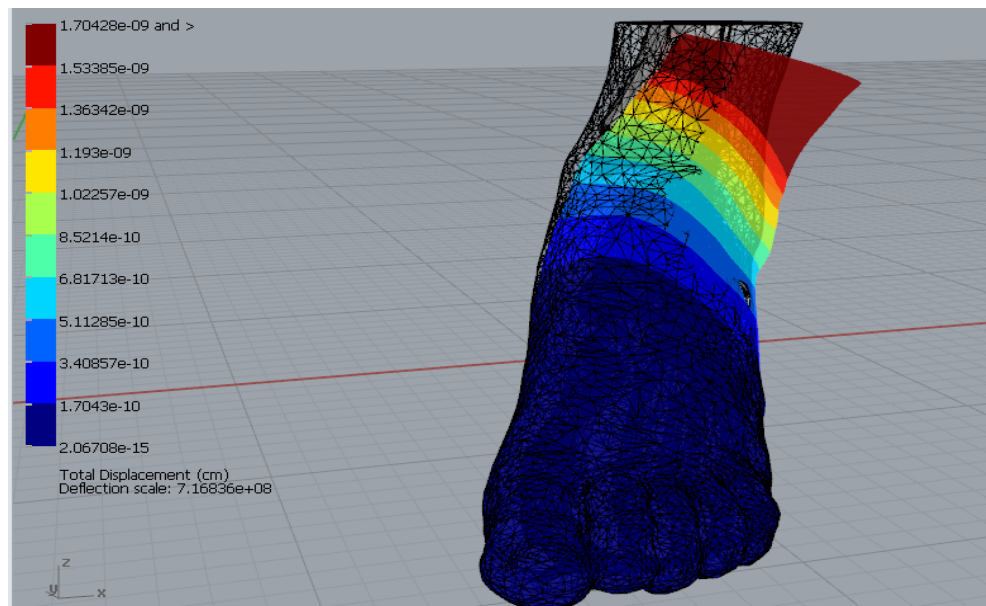


Figura 31: Análise do deslocamento na estrutura podal verificando o local que a estrutura se deforma, com uma representação distinta dos níveis de deslocamento.

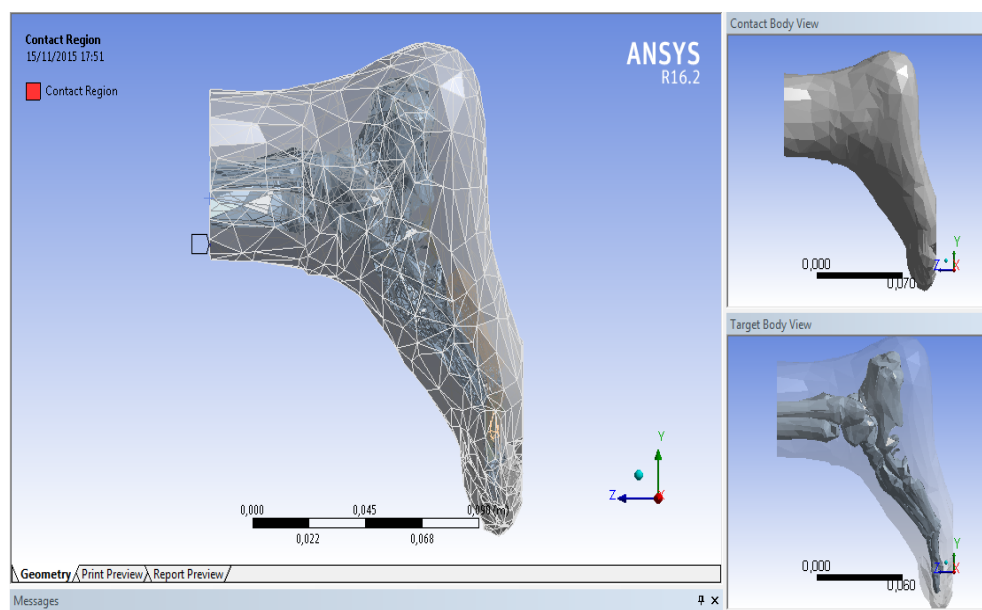


Figura 32: Diferentes visualizações da estrutura podal no *software* Ansys.

5 Conclusão

Desde o início este trabalho visou-se a aplicação para pacientes diabéticos que sofrem com a neuropatia diabética, pois são pacientes que sofrem deformações e úlceras na região podal e necessitam de órteses ou suportes para não agravar o problema. A fabricação destas órteses e suportes é feita usando uma forma, que é feita a partir do pé do próprio paciente, sendo necessário que ele se submeta ao processo de fabricação da forma e posteriormente ao suporte ou órtese. A análise foi feita usando um pé normal, para mostrar a validade da técnica que pode ser aplicada em qualquer pé. A modelagem computacional permite uma liberdade, rapidez e análise muito mais precisa dos pés do paciente.

Além de um modelo tridimensional (3D) em que sua estrutura foi analisada, é possível também fazer a impressão 3D do pé, usando o modelo obtido no software Rhinoceros, que excluiu as estruturas que não interessavam e melhorou a parte anatômica carregada, pois este software consegue salvar o arquivo na extensão lida pela impressora. A análise fornece dados valiosos, do deslocamento sofrido pelo pé em estado estático quando a pessoa está em posição neutra. Este será o ponto usado pelos fabricantes de órteses ou suportes para fazer o apoio no ponto em que o pé sofre um maior deslocamento ou na direção oposta para balancear o movimento.

Alguns pontos merecem destaque, principalmente no que tange à realidade da simulação e dos dados obtidos. Na simulação é visto que ocorre um maior deslocamento nos pontos em que é exercida a força, uma vez que a parte dorsal está presa sem liberdade de movimentos. Mas é necessário ter em mente também que a estrutura óssea está imóvel, uma vez que foi considerada como uma peça só e não foram aplicados graus de liberdade nos tendões. O modelo proposto pode ser considerado um modelo de análise inicial, uma vez que não versa sobre estes pontos.

Em um trabalho futuro será preciso considerar que a estrutura óssea tem vários graus de liberdade e que os ossos podem se movimentar de forma independente e que ao aplicar força em um nó, toda a estrutura pode ser modificada. Para aumentar mais ainda o realismo do modelo será preciso considerar as várias fases da marcha humana e que a força aplicada muda de acordo com a posição que o pé é apoiado no solo.

Referências

- AGIĆ, A. et al. Biomechanical model of the diabetic foot. *Collegium antropologicum*, Hrvatsko antropološko društvo, v. 32, n. 3, p. 881–886, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 31.
- ALAWADHI, E. M. *Finite element simulations using ANSYS*. [S.l.]: CRC Press, 2009. Citado na página 51.
- ALEXANDER, R. et al. The spring in the arch of the human foot. *Nature*, v. 325, n. 6100, p. 147–149, 1987. Citado na página 31.
- ALVES, P. O. P. T. Projeto e síntese de um mecanismo de quatro barras com vista ao desenvolvimento de um dispositivo de reabilitação da marcha humana. 2014. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 40.
- AMORIM, P. H. et al. Invesalio: Software livre de imagens médicas. *Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, Campinas/SP-2011-CSBC2011*, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 49 e 50.
- ANDROS, G. et al. The need for arteriography in diabetic patients with gangrene and palpable foot pulses. *Archives of Surgery*, American Medical Association, v. 119, n. 11, p. 1260–1263, 1984. Citado na página 37.
- ANGIOTOMOGRAFIAS. *Angio-CT da aorta abdominal e membros inferiores*. 2015. Disponível em: <<http://www.idi.com.br/exames/10/101/ANGIOTOMOGRAFIAS---ANGIOCT/ANGIO-CT-DA-AORTA-ABDOMINAL-E-MEMBROS-INFERIORES>>. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 38.
- APELQVIST, J. et al. Practical guidelines on the management and prevention of the diabetic foot. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, Wiley Online Library, v. 24, n. S1, p. S181–S187, 2008. Citado na página 25.
- ARMSTRONG, D. G. et al. Evaluation of removable and irremovable cast walkers in the healing of diabetic foot wounds: A randomized controlled trial. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 28, n. 3, p. 551–554, 2005. Citado na página 26.
- ARONOW, W. S. Office management of peripheral arterial disease. *The American journal of medicine*, Elsevier, v. 123, n. 9, p. 790–792, 2010. Citado na página 37.
- ASCHER, E.; HINGORANI, A. P.; MARKS, N. Duplex-guided balloon angioplasty of lower extremity arteries. *Perspectives in vascular surgery and endovascular therapy*, Sage Publications, v. 19, n. 1, p. 23–31, 2007. Citado na página 37.
- ASSOCIATION, A. P. T. *Guide to physical therapist practice*. [S.l.]: American Physical Therapy Association, 1999. v. 77. Citado na página 39.
- BAAL, J. van et al. Mortality associated with acute charcot foot and neuropathic foot ulceration. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 33, n. 5, p. 1086–1089, 2010. Citado na página 33.

- BAPTISTA-SILVA, J. C. C. Isquemia crônica crítica de membro: Diagnóstico clínico. *Cardiovascular Surgery*, v. 2, p. 4, 2003. Citado na página 37.
- BATISTA, F. *Uma Abordagem Multidisciplinar sobre Pé Diabético*. 1. ed. [S.l.]: Editora Andreoli, 2010. 19–368 p. Citado na página 26.
- BOULTON, A.; GRIES, F.; JERVELL, J. Guidelines for the diagnosis and outpatient management of diabetic peripheral neuropathy. *Diabetic Medicine*, Wiley Online Library, v. 15, n. 6, p. 508–514, 1998. Citado na página 33.
- BOULTON, A.; VILEIKYTE, L. Diabetic foot problems and their management around the world. *Levin and O’Neal’s The Diabetic Foot*. 6th ed. St. Louis, Mo: Mosby, p. 261–271, 2001. Citado na página 26.
- BOULTON, A. J. The diabetic foot: Grand overview, epidemiology and pathogenesis. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, Wiley Online Library, v. 24, n. S1, p. S3–S6, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 34.
- BOULTON, A. J.; MALIK, R. A. Neuropathy of impaired glucose tolerance and its measurement. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 33, n. 1, p. 207–209, 2010. Citado na página 33.
- BOULTON, A. J. et al. Diabetic somatic neuropathies. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 27, n. 6, p. 1458–1486, 2004. Citado 4 vezes nas páginas 17, 33, 34 e 36.
- BRASILEIRO, J. L. et al. Pé diabético: aspectos clínicos. *J Vasc Br*, v. 4, n. 1, p. 11–21, 2005. Citado na página 35.
- CAIAFA, J. S. et al. Atenção integral ao portador de pé diabético. *Jornal Vascular Brasileiro*, SciELO Brasil, v. 10, n. 4, p. 1–32, 2011. Citado na página 34.
- CAMPELL, D.; FREEMAN, D.; KOZAK, G. Guidelines in the examination of the diabetic leg and foot. *Management of diabetic foot problems*. 2a edition, WB Saunders: Philadelphia, p. 10–5, 1995. Citado na página 35.
- CARRIER, D. R.; HEGLUND, N. C.; EARLS, K. D. Variable gearing during locomotion in the human musculoskeletal system. *Science*, American Association for the Advancement of Science, v. 265, n. 5172, p. 651–653, 1994. Citado na página 31.
- CAVANAGH, P. R.; BUS, S. A. Off-loading the diabetic foot for ulcer prevention and healing. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Am Podiatric Med Assoc, v. 100, n. 5, p. 360–368, 2010. Citado na página 36.
- CHEUNG, J. T.-M.; NIGG, B. M. Clinical applications of computational simulation of foot and ankle. *Sport-Orthopädie-Sport-Traumatologie-Sports Orthopaedics and Traumatology*, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 264–271, 2008. Citado na página 26.
- CHEUNG, J. T.-M.; ZHANG, M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 86, n. 2, p. 353–358, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 55.
- COLLINS, R. et al. Duplex ultrasonography, magnetic resonance angiography, and computed tomography angiography for diagnosis and assessment of symptomatic, lower limb peripheral arterial disease: systematic review. *Bmj*, BMJ Publishing Group Ltda, v. 334, n. 7606, p. 1257, 2007. Citado na página 39.

- DORMANDY, J. Management of peripheral arterial disease (pad). tasc working group. transatlantic inter-society consensus (tasc). *J Vasc Surg*, v. 31, n. 1, p. S1–S296, 2000. Citado na página 37.
- DYCK, P. J. et al. Diabetic polyneuropathies: update on research definition, diagnostic criteria and estimation of severity. *Diabetes/metabolism research and reviews*, Wiley Online Library, v. 27, n. 7, p. 620–628, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 17, 33 e 34.
- EISLEY, J. *Mechanics of elastic structures: classical and finite element methods*. [S.l.]: Prentice Hall, 1989. Citado na página 45.
- FAXON, D. P. et al. Atherosclerotic vascular disease conference writing group iii: Pathophysiology. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 109, n. 21, p. 2617–2625, 2004. Citado na página 39.
- FOOT, I. W. G. on the D. et al. *International consensus on the diabetic foot*. [S.l.]: International Working Group on the Diabetic Foot, 2007. Citado na página 36.
- GEFEN, A. et al. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of biomechanical engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 122, n. 6, p. 630–639, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 32.
- INFECTOLOGIA, S. B. de (Ed.). *Diretrizes Brasileiras para o Tratamento das Infecções em Úlceras Neuropáticas dos Membros Inferiores*. [S.l.], 2010. v. 14. Citado na página 25.
- INTERNATIONAL Consensus on the Diabetic Foot and practical Guidelines. 2015. Disponível em: <<http://iwgdf.org/consensus>>. Citado na página 25.
- IVERSEN, M. M. et al. History of foot ulcer increases mortality among individuals with diabetes ten-year follow-up of the nord-trøndelag health study, norway. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 32, n. 12, p. 2193–2199, 2009. Citado na página 33.
- JANISSE, D. Prescription insoles and footwear. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, v. 12, n. 1, p. 41–61, 1995. Citado na página 26.
- JÚNIOR, E. A.; YAMASHITA, H. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. *Revista Brasileira de Psiquiatria*, SciELO Brasil, v. 23, p. 2–3, 2001. Citado na página 40.
- KARDESTUNCER, H. *Elementary matrix analysis of structures*. [S.l.]: McGraw-Hill Companies, 1974. Citado na página 43.
- KINSER, J. *Python for bioinformatics*. [S.l.]: Jones & Bartlett Publishers, 2010. Citado na página 49.
- KOJIC, M. et al. Computer modeling in bioengineering. *Theoretical Background, Examples and Software*, J Wiley and Sons, Chichester, Wiley Online Library, 2008. Citado na página 26.
- KOZAK, G.; GIURINI, J. Diabetic neuropathies: Lower extremities. *Management of diabetic foot problems. 2a edition*, WB Saunders Company: Philadelphia, p. 43–52, 1995. Citado na página 35.

KRANS, H. M. J. et al. *Diabetes care and research in Europe: the St Vincent declaration action programme implementation document*. [S.l.]: World Health Organization, Regional Office for Europe, 1992. Citado na página 34.

LEINER, T.; KUCHARCZYK, W. Nsf prevention in clinical practice: summary of recommendations and guidelines in the united states, canada, and europe. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Wiley Online Library, v. 30, n. 6, p. 1357–1363, 2009. Citado na página 39.

LOGAN, D. L. *A first course in the finite element method*. Fourth edition. [S.l.]: Thomson Learning, 2007. Citado 10 vezes nas páginas 16, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48 e 83.

LUFFT, V. et al. Contrast media nephropathy: intravenous ct angiography versus intraarterial digital subtraction angiography in renal artery stenosis: a prospective randomized trial. *American journal of kidney diseases*, Elsevier, v. 40, n. 2, p. 236–242, 2002. Citado na página 38.

MAZZOLA, A. A. Artefatos em rm. 2001. Citado na página 41.

MCNEEL, R. *Rhinoceros: NURBS Modeling for Windows: Training Manual, Level 1*. [S.l.]: Robert McNeel & Associates, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 50 e 51.

MEGLAN, D.; TODD, F. Kinetics of human locomotion. *Human walking*, Baltimore, MD: Williams and Wilkins, p. 73–101, 1994. Citado na página 40.

MET, R. et al. Diagnostic performance of computed tomography angiography in peripheral arterial disease: a systematic review and meta-analysis. *Jama*, American Medical Association, v. 301, n. 4, p. 415–424, 2009. Citado na página 38.

MONETA, G. L. et al. Noninvasive localization of arterial occlusive disease: a comparison of segmental doppler pressures and arterial duplex mapping. *Journal of vascular surgery*, Elsevier, v. 17, n. 3, p. 578–582, 1993. Citado na página 37.

MULDER, T.; ZIJLSTRA, W.; GEURTS, A. Assessment of motor recovery and decline. *Gait & posture*, Elsevier, v. 16, n. 2, p. 198–210, 2002. Citado na página 39.

MYERSON, M. et al. The total-contact cast for management of neuropathic plantar ulceration of the foot. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., v. 74, n. 2, p. 261–269, 1992. Citado na página 26.

NIKISHKOV, G. Introduction to the finite element method. *University of Aizu*, 2004. Citado na página 42.

OBROSOVA, I. G. Increased sorbitol pathway activity generates oxidative stress in tissue sites for diabetic complications. *Antioxidants & redox signaling*, Mary Ann Liebert, Inc. 2 Madison Avenue Larchmont, NY 10538 USA, v. 7, n. 11-12, p. 1543–1552, 2005. Citado na página 35.

OURIEL, K. Peripheral arterial disease. *The lancet*, Elsevier, v. 358, n. 9289, p. 1257–1264, 2001. Citado na página 37.

- PECORARO, R. E.; REIBER, G. E.; BURGESS, E. M. Pathways to diabetic limb amputation: basis for prevention. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 13, n. 5, p. 513–521, 1990. Citado na página 34.
- PEDROSA, H. C. et al. O desafio do projeto salvando o pé diabético. *Terapia em Diabetes*, v. 4, n. 19, p. 1–10, 1998. Citado na página 35.
- PEDROSA, H. C.; VILAR, L.; BOULTON, A. J. M. *Neuropatias e Pé Diabético*. 1. ed. [S.l.]: AC Farmacêutica, 2014. 302 p. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 36.
- PIAGGESI, A. et al. Semiquantitative analysis of the histopathological features of the neuropathic foot ulcer effects of pressure relief. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 26, n. 11, p. 3123–3128, 2003. Citado na página 25.
- PIANYKH, O. S. *Digital imaging and communications in medicine (DICOM): a practical introduction and survival guide*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2009. Citado na página 49.
- REN, L. et al. A phase-dependent hypothesis for locomotor functions of human foot complex. *Journal of Bionic Engineering*, Elsevier, v. 5, n. 3, p. 175–180, 2008. Citado na página 31.
- SALTZMAN, C. L. et al. Effect of initial weight-bearing in a total contact cast on healing of diabetic foot ulcers. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., v. 86, n. 12, p. 2714–2719, 2004. Citado na página 26.
- SMITH, A. G. et al. Lifestyle intervention for pre-diabetic neuropathy. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 29, n. 6, p. 1294–1299, 2006. Citado na página 33.
- STEED, D. L. et al. Guidelines for the treatment of diabetic ulcers. *Wound Repair and Regeneration*, Wiley Online Library, v. 14, n. 6, p. 680–692, 2006. Citado na página 35.
- TESFAYE, S. et al. Diabetic neuropathies: Update on definitions, diagnostic criteria, estimation of severity, and treatments. *Diabetes care*, Am Diabetes Assoc, v. 33, n. 10, p. 2285–2293, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 33.
- THOMAS, P. Classification, differential diagnosis, and staging of diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes*, Am Diabetes Assoc, v. 46, n. Supplement 2, p. S54–S57, 1997. Citado na página 34.
- WESTBROOK, C.; KAUT, C. Ressonância magnética prática. *Ressonância magnética prática*, Guanabara Koogan Rio de Janeiro, 2000. Citado na página 41.
- YOO, T. S. *Insight into images: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis*. [S.l.]: AK Peters Ltd, 2004. Citado na página 49.
- ZIEGLER, D. et al. Prevalence of polyneuropathy in pre-diabetes and diabetes is associated with abdominal obesity and macroangiopathy the monica/kora augsburg surveys s2 and s3. *Diabetes Care*, Am Diabetes Assoc, v. 31, n. 3, p. 464–469, 2008. Citado na página 33.

Apêndices

APÊNDICE A – Análise da Tensão e Deformação Tridimensionais

É considerado um elemento infinitesimal tridimensional (3D) nas coordenadas cartesianas com dimensões dx , dy e dz e tensões normais e cisalhantes como na Figura 33. Este elemento representa convenientemente os estados de tensão de três planos mutuamente perpendiculares no estado de tensão 3D. As tensões normais são perpendiculares às faces dos elementos que são representados por σ_x , σ_y e σ_z . A tensão cisalhante age nas faces (planos) do elemento e são representados por τ_{xy} , τ_{yz} e τ_{zx} .

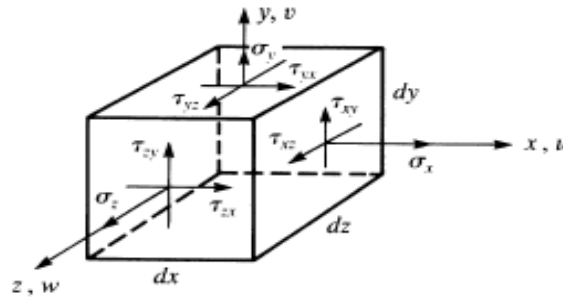


Figura 33: Representações das tensões 3D no elemento cúbico (LOGAN, 2007).

Para o momento de equilíbrio do elemento, serão consideradas as tensões cisalhantes como na Equação A.1.

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} \quad \tau_{yz} = \tau_{zy} \quad \tau_{zx} = \tau_{xz} \quad (\text{A.1})$$

Existem portanto, somente três tensões cisalhantes independentes junto com as três tensões normais.

A relação de deformação/deslocamento do elemento é representada como na Equação A.2.

$$\varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (\text{A.2})$$

Onde u , v e w são os deslocamentos associados com as direções x , y e z . A tensão cisalhante γ é dada agora pela Equação A.4.

$$\begin{aligned}
\gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} = \gamma_{yx} \\
\gamma_{yz} &= \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} = \gamma_{zy} \\
\gamma_{zx} &= \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} = \gamma_{xz}
\end{aligned} \tag{A.3}$$

Para as tensões cisalhantes, somente três deformações cisalhantes existem.

As tensões e deformações são representadas como matrizes de coluna como na Equação A.4.

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} \quad \{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} \tag{A.4}$$

A relação de tensão/deformação para um material isotrópico é representada na Equação A.5.

$$\{\sigma\} = [D] \{\varepsilon\} \tag{A.5}$$

Onde $\{\sigma\}$ e $\{\varepsilon\}$ são definidos pela Eq. A.4 e a matriz constitutiva (tensão/deformação) $[D]$ é agora representada como na Equação A.6.

$$[D] = \frac{E}{(1+v)(1-2v)} \begin{bmatrix} 1-v & v & v & 0 & 0 & 0 \\ & 1-v & v & 0 & 0 & 0 \\ & & 1-v & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2v}{2} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2v}{2} & 0 \\ \text{Simétrico} & & & & & \frac{1-2v}{2} \end{bmatrix} \tag{A.6}$$

Onde v é o coeficiente de Poisson que é incluído na Eq. A.6 pela produção de uma deformação negativa na direção usada (x , y ou z) como um resultado do efeito de Poisson.